



České vysoké učení technické v Praze
Fakulta strojní
Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Bakalářská práce

Stanovení svalových sil horní končetiny

Vedoucí práce:

Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracoval:

Vojtěch Votruba

2015/2016

Zadání bakalářské práce

pro: **Vojtěcha Votrubu**
program: **Teoretický základ strojího inženýrství**
název tématu: **Stanovení svalových sil horní končetiny**
rozsah práce: 40 stran + 20 stran příloh

Pokyny k vypracování

- Experimentální vyšetření kinematických parametrů pohybu horních končetin.
- Stanovení reakčních účinků mezi segmenty HK postupem inverzní dynamiky.
- Stanovení svalových sil horní končetiny výpočtem z momentů v kloubech pomocí tzv. modelu Hillova typu.

Seznam doporučené literatury

Vilímek, M. Musculotendon forces derived by different muscle models
Acta Bioeng Biomech, 2007, roč. 9, č. 2, s. 41-47
Zajac, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling application to biomechanics and motor control
Critical Reviews in Biomedical Engineering, 1989, Vol.17, No.4, s. 359-411
Prilutsky, B.I., Zatsiorsky, V.M., Optimization-Based Models of Muscle Coordination
Cramp, E. a kol. The 3D Biomechanics Data Standard
Delp, S. L. a kol. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, Vol. 54, No. 11

jméno vedoucího bakalářské práce: Ing. Miloslav Vilímek Ph.D.

jméno konzultanta bakalářské práce: -

datum zadání bakalářské práce: 12.4.2016

termín odevzdání bakalářské práce: 12.8.2016

Anotační list

Jméno autora:	Vojtěch Votruba
Název bakalářské práce:	Stanovení svalových sil horní končetiny
Anglický název:	Upper extremity muscle force estimation
Akademický rok:	2015/2016
Obor studia:	bez oboru
Ústav/Odbor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky / Odbor pružnosti a pevnosti
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Miloslav Vilímek Ph.D.
Bibliografické údaje:	Počet stran: 46 Počet obrázků: 30 Počet tabulek: 0 Počet příloh: 14

Klíčová slova: svaly horní končetiny, flexe a extenze loketního kloubu, Hillův svalový model, síly ve svalech, momenty v kloubech, inverzní kinematika, inverzní dynamika, statická optimalizace, optimalizační kritéria, OpenSim

Keywords: upper limb muscles, flexion and extension in elbow joint, Hill-type muscle model, muscle forces, joint torques, inverse kinematics, inverse dynamics, static optimization, optimization criteria, OpenSim

Anotace: Práce se zabývá analýzou průběhu sil ve svalech horní končetiny při flexi a extenzi v loketním kloubu. Experimentální kinematická data byla poskytnuta z literatury. Z kinematických dat byly pomocí inverzní dynamiky a statické optimalizace počítány výsledné silové účinky v jednotlivých svalech horní končetiny. Numerický výpočet byl proveden pomocí softwaru OpenSim.

Abstract: This work focuses on musculo-skeletal load analysis during flexion and extension of elbow joint. Experimental kinematic data was used from literature. Individual muscle forces were calculated from kinematic data using an inverse dynamics and static optimization technique. Numerical computation was executed by software OpenSim.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně a pouze s použitím literatury uvedené v seznamu.

V Praze dne

Vojtěch Votruba

Poděkování

Rád bych věnoval poděkování Ing. Miloslavu Vilímkovi Ph.D. nejen za poskytnutá experimentální data použita v této bakalářské práci, ale také za trpělivou komunikaci a užitečné rady, bez kterých by tato práce nevznikla.

1 Obsah

1 Obsah	str.5
2 Seznam zkratk a označení	str.6
3 Úvod	str.8
4 Teoretické znalosti	str.9
4.1 Anatomie kostí a svalů	str.10
4.1.1 Kostra horní končetiny	str.10
4.1.2 Obecná anatomie svalů	str.11
4.1.3 Svaly horní končetiny	str.12
4.2 Popis kostí a kloubů pro výpočtový model	str.13
4.3 Svalový model a jeho princip	str.14
4.3.1 Popis svalové síly	str.15
4.4 Použitý model horní končetiny	str.17
4.5 Obecný postup	str.20
4.6 Použité výpočetní principy	str.21
4.6.1 Princip inverzní dynamiky	str.21
4.6.2 Pojem statická optimalizace a optimalizační kritéria	str.21
5 Metodika výpočtu	str.23
5.1 Vstupní data	str.23
5.2 Úprava dat pro software OpenSim	str.24
5.2.1 První možnost – fixní poloha loketního a ramenního kloubu	str.24
5.2.2 Druhá možnost – inverzní kinematika	str.26
5.2.3 Částečná eliminace nepřesností v datech	str.27
5.3 Stanovení celkového momentu – inverzní dynamika	str.28
5.3.1 Zahrnutí břemene do výpočetního modelu	str.28
5.4 Rozložení celkového silového účinku mezi jednotlivé svaly	str.29
5.4.1 Aplikace optimalizačního výpočtu	str.29
5.5 Reakční síly v kloubu	str.31
6 Diskuze výsledků	str.32
6.1 Měření číslo 1	str.32
6.2 Měření číslo 3	str.38
6.3 Srovnání vybraných výsledků	str.40
6.3.1 Inverzní kinematika a zjednodušení kosinovou větou	str.40
6.3.2 Pohyb s činkou a bez činky	str.41
6.4 Porovnání výsledků z literaturou	str.43
7 Závěr	str.44
8 Použitá literatura	str.45
9 Seznam příloh	str.46

2 Seznam zkratek a značení

BIClh – dlouhá hlava dvojhlavého pažního svalu

BICsh – krátká hlava dvojhlavého pažního svalu

BRA – hluboký sval pažní

BRD – sval vřetenní

TRIlong – dlouhá hlava trojhlavého pažního svalu

TRIlat – laterální hlava trojhlavého pažního svalu

TRImed – mediální hlava trojhlavého pažního svalu

L^M – délka svalu

L^T – délka šlachy

α – úhel zpeření

K^T – tuhost šlachy

F^T – síla šlachy

F^{Pe} – pasivní síla svalu

B^M – tlumení svalu

\dot{L}^M – rychlost kontrakce svalu

L_0^M – optimální délka svalu

F_0^M - maximální izometrická síla svalu

a – aktivace svalu

PCSA – fyziologický průřez svalu

σ – specifické napětí ve svalu

ρ – hustota svalu

F^{La} – aktivní síla svalu závisající na jeho aktuální délce

\vec{F} – obecný vektor síly

$\vec{\ddot{q}}$ – obecný vektor zrychlení

M – obecný moment

$\ddot{\phi}$ – obecné úhlové zrychlení

$M_{celkový}$ – celkový moment v kloubu, který je vytvářen všemi svaly přecházejícími přes tento kloub

L – Lagrangeova funkce

J – optimalizační kritérium

RSHO – označení markeru ramene

RELB – označení markeru lokte

RWRA – označení markeru zápěstí

**.mot* – označení pohybového souboru pro software OpenSim

elbow_flexion – označení loketního úhlu v **.mot* souboru

3 Úvod

Síly ve svalech a reakční síly v kloubech je nezbytné znát pro správné navržení kloubních náhrad nebo rehabilitačních pomůcek. Pokud jsou známy síly v jednotlivých svalech, je potom možné provést deformační analýzu dlahy fixující zlomenou kost. Díky znalosti reakční sil a celkových momentů v kloubech je možné získat informace o zatěžování kloubních komponent, případně kloubního pouzdra, a to jak únavové, tak statické zatížení. Dále pak z těchto sil a momentů, potažmo svalových sil, lze dimenzovat ortopedické či traumatologické pomůcky jako jsou kloubní náhrady či dlahy nebo hřeby. Z těchto důvodů jsou v bakalářské práci tyto síly zjištěny z experimentálních kinematických dat. Pro bakalářskou práci byl vybrán jednoduchý pohyb flexe a extenze v loketním kloubu. Pohyb v zápěstí a v rameni není uvažován. K tomuto pohybu byla poskytnuta naměřená data. Pro výpočet je použit zejména program OpenSim [1] [2]. Tento software se v dnešní době stává standartním nástrojem pro analýzu zatížení svalově kosterního systému. Jako model v prostředí programu OpenSim slouží upravený model „Stanford upper extremity dynamic model“, který je částečně volně dostupný na oficiálních stránkách softwaru. Model používá svalové modely tzv. Hillova typu. Princip svalového modelu Hillova typu je vysvětlen níže. Předpokladem je, že na pohybu flexe a extenze se podílí hlavně 7 největších svalů spojených s loketním kloubem. Těmi svaly jsou dlouhá hlava bicepsu, krátká hlava bicepsu, hluboký sval pažní, sval vřetenní a tři tricepsové hlavy. Nicméně model obsahuje mnohem větší množství svalů pro simulace komplexnějších pohybů. Silami v těchto svalech se práce nebude podrobně zabývat, ale z modelu nebyly tyto svaly odstraněny. Protože je tato práce pojata spíše jako obecný výpočet, tudíž se nevztahuje na konkrétní osobu, rozměry a parametry jednotlivých svalů použitých v modelu zůstaly v původní nezměněné velikosti.

Tento postup není jediná možnost jak přistupovat k dané problematice. Jiný přístup stojí na metodě elektromyografie, kde hodnota EMG slouží v prvním kroku iteračního výpočtu jako vstupní míra aktivace svalu. Tohoto výpočtu se využívá v tzv. „EMG driven“ modelech svalů. Pro tuto metodu je ovšem někdy obtížné stanovit hodnoty EMG pro malé a hluboké svaly. Další možností je měřit přímo sílu na šlaše, ale to je také obtížné. Postup, kde se výsledné svalové síly určují z kinematických veličin, kterými se rozumí průběhy poloh markerů v čase, je obecnější a vyžaduje pochopení mnoha principů související z biomechanikou člověka. Také je tato metodika objektivní, nejvíce použitelná a snadno

aplikovatelná. Z těchto důvodů je tedy vhodné řešit danou problematiku pomocí principů inverzní dynamiky a statické optimalizace.

Úkolem bakalářské práce je nasimulovat pohyb ve virtuálním prostředí OpenSim. Dále pomocí inverzní dynamiky určit reakční síly a momenty. Potom za zvolených optimalizačních kritérií dopočítat síly v jednotlivých svalech a zjistit reakční síly ve svalech. Nakonec proběhne diskuze a zhodnocení výsledků.

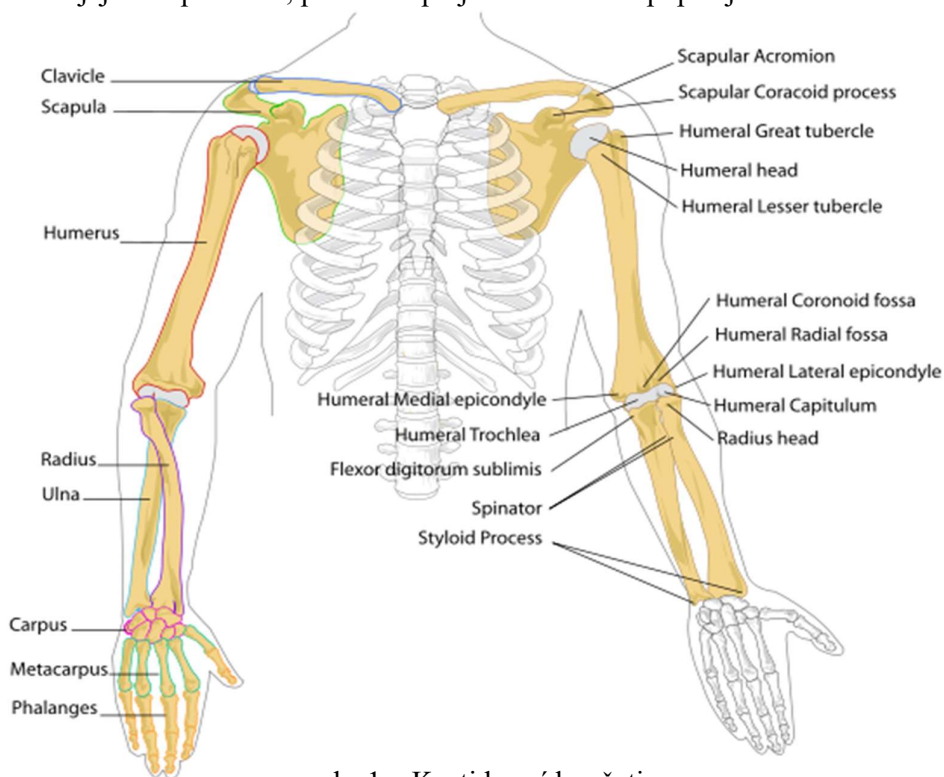
4 Teoretické znalosti

4.1 Anatomie kostí a svalů

Pro správné pochopení vyšetřovaného pohybu je potřeba znát anatomii horní končetiny. Jak bylo řečeno již v úvodu, měřený pohyb sestává pouze z flexe a extenze v loketním kloubu. Z tohoto důvodu jsou zde popsány zejména kosti vycházející z loketního kloubu a svaly, které přes tento kloub vedou, tudíž se podílejí na vyšetřovaném pohybu. Ve svalech kolem ramenního kloubu by podle předpokladu měly působit pouze síly zajišťující stabilitu kloubu při zatížení vlastní tíhou a břemenem. Pohyb prstů a síly v nich posuzovány nejsou, neboť změřená data o nich neobsahují žádné informace.

4.1.1 Kostra horní končetiny

Kostra horní končetiny se skládá z pletence horní končetiny a z kostry volné horní končetiny. Zatímco pletenec horní končetiny zahrnuje pouze dvě kosti, kterými jsou lopatka (scapula) a klíční kost (clavicula), kostra volné horní končetiny se skládá z kosti pažní (humerus), loketní (ulna), vřetenní (radius) a velkého množství kostí zápěstí a ruky. Protože se naše měření netýká podmínek extrémního zatížení, není třeba se zabývat pevností kostí. Důležitá je hmotnost, která je v modelu Stanford upper extremity uvedena. Také je znám tvar kostí a jejich uspořádání, proto zde přejímám obrázek popisující kosti horní končetiny [3].

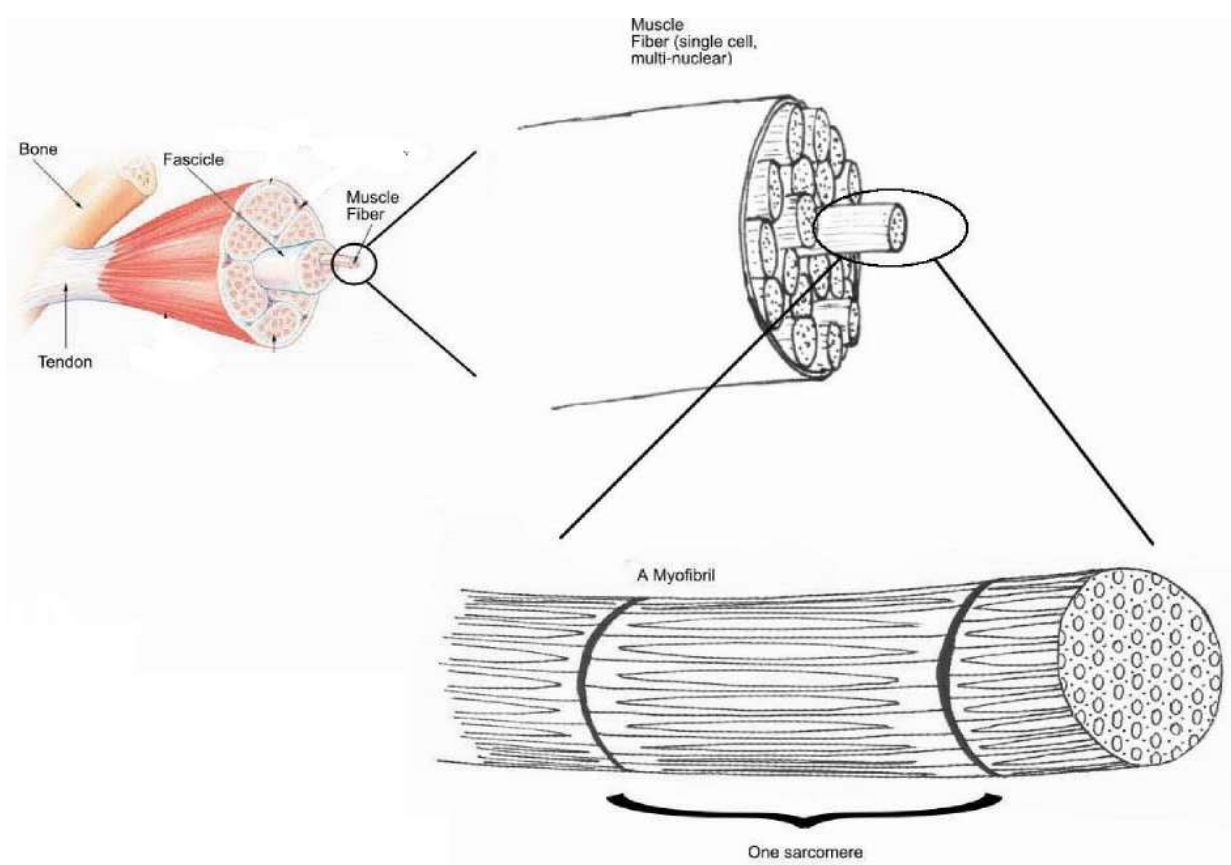


obr.1 – Kosti horní končetiny

4.1.2 Obecná anatomie svalů

Svalová soustava spojená s kosterním aparátem a řízená nervovou soustavou zajišťuje pohyb člověka. Lidské tělo obsahuje asi 600 kosterních neboli příčně pruhovaných svalů. Oproti svalům dolních končetin, které tvoří více než polovinu svalové hmoty průměrného lidského jedince, nejsou svaly horních končetin tak objemné [4]. Každý sval přechází alespoň přes jeden kloub. Řízeným smrštěním zajišťuje pohyb v daném kloubu/kloubech. Je důležité poznamenat, že žádný pohyb končetiny nikdy není způsoben činností pouze jednoho svalu. Na každém pohybu končetiny se podílí svalů více.

Buňky kosterního svalstva jsou sdruženy do primárních snopečků – fascikulí. Ty se dále sdružují do snopců vyššího řádu. Tyto struktury jsou mezi sebou pospojovány a obaleny vazivem. Základní akční člen se nazývá myofibrila a ta je dále členěna na pravidelné úseky – sarkomery [4].



obr.2 – Stavba kosterního svalu

4.1.3 Svaly horní končetiny

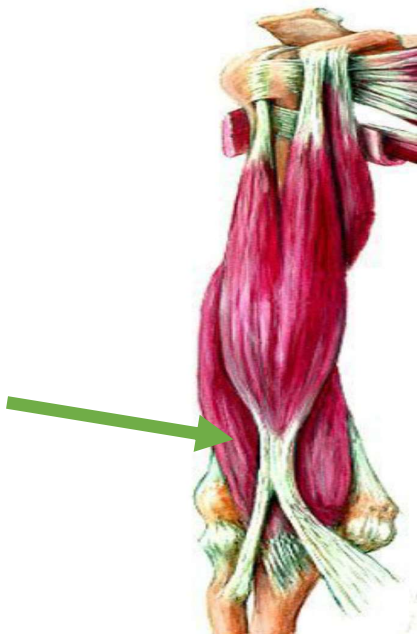
Tyto svaly je možno rozdělit do čtyř větších skupin. Těmi jsou svaly pletence pažního, svaly paže, svaly předloktí a svaly ruky [4]. Pro účely této práce považujeme za nejdůležitější skupinu svalů paže, protože tyto svaly vedou přes loketní kloub. Jak bylo řečeno v úvodu, zatížení se očekává v hlavních flexorech a extenzorech loketního kloubu.

To jsou:

obr.3 - Trojhlavý pažní (triceps brachii)



obr.5 - Hluboký pažní (brachialis)



obr.4 - Dvojhlavý pažní (biceps brachii)



obr.6 - Vřetenní (brachioradialis)



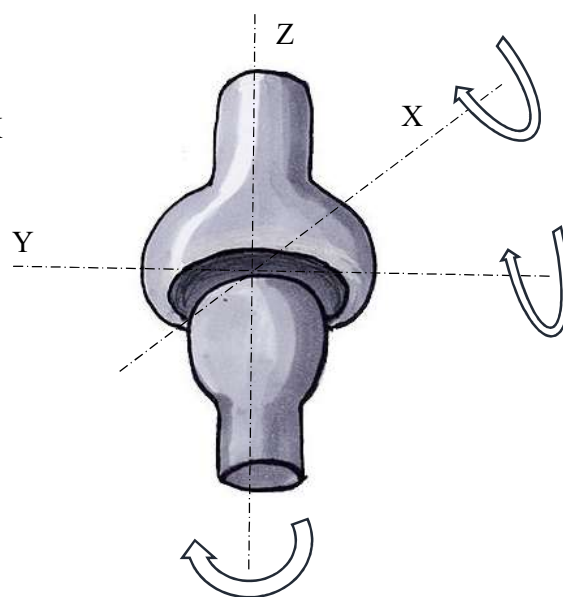
4.2 Popis kostí a kloubů pro výpočtový model

Kosti jsou ve výpočtovém modelu uvažovány jako dokonale tuhá tělesa, jejich deformace tedy není přípustná. Údaji, které potřebujeme znát, jsou délka kosti (vzdálenost například mezi ramenním a loketním kloubem), její hmotnost, lokální souřadnicový systém a v neposlední řadě rozložení hmotnosti v prostoru. Tato skutečnost je popsána polohou těžiště a maticí momentů setrvačnosti. Z důvodů zjednodušení ovšem v modelu nejsou popsány hmotností a maticí setrvačnosti kosti samotné, ale celé pohybující se segmenty těla. To proto, že svaly jsou popsány pouze jako pohony s určitými vlastnostmi a nemají vlastní hmotnost. Je jisté, že chyba, které se tímto dopouští, je malá, protože různé zatnutí svalu má minimální vliv na změnu polohy těžiště i na matici setrvačnosti.

Z anatomického hlediska se kloubem rozumí pohyblivé spojení dvou nebo i více kostí. Na jejich stykových plochách jsou chrupavky. Kolem se nachází vazivové kloubní pouzdro. V určité vzdálenosti jsou úpony svalů nutných k pohybu v kloubu. Rozlišujeme klouby jednoosé a víceosé. Určujícím faktorem je počet os, kolem kterých je možný rotační pohyb.

Tyto pohyby jsou odborně pojmenovány [5]:

- flexe a extenze – pohyb okolo osy Y
- addukce a abdukce – pohyb okolo osy X
- rotace - pohyb okolo osy Z

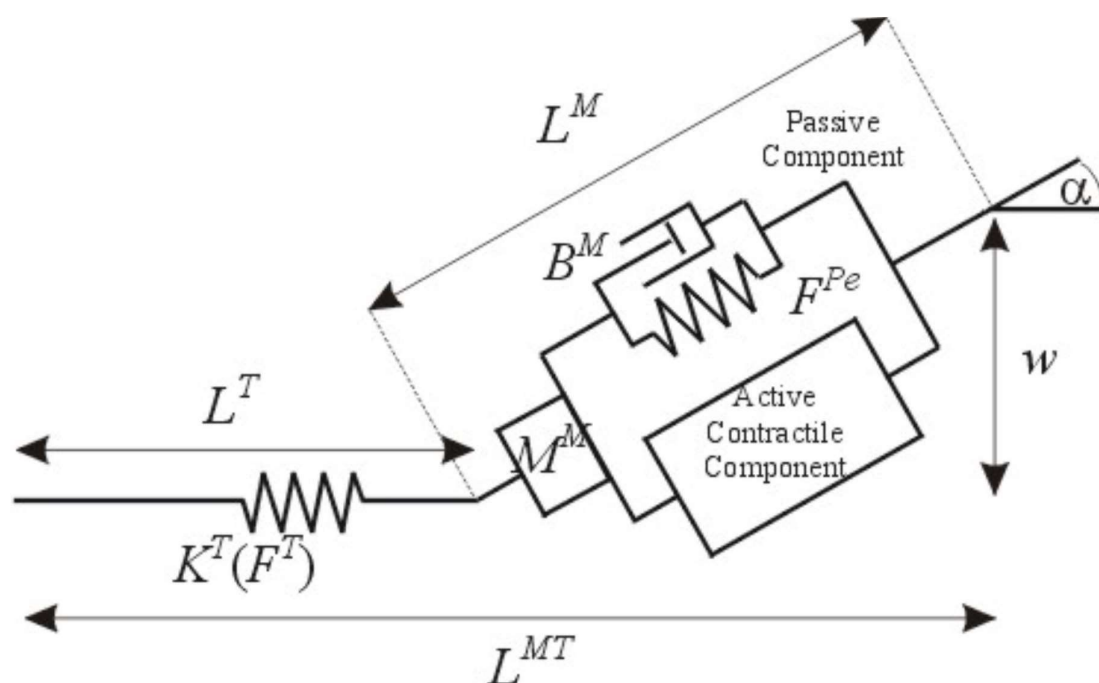


Například klouby na koncích prstů dovolují pouze flexi a extenzi, tudíž jsou jednoosé. Naopak v ramenních kloubech nastávají všechny vyjmenované případy pohybu, takže se jedná o klouby víceosé.

Loket je nejpodstatnějším a vlastně jedinným činným kloubem ve zkoumaném pohybu týkající se této práce. Protože je to kloub jednoosý, má tedy jeden stupeň volnosti, tudíž pohyb v loketním kloubu je plně určen jedním úhlem.

4.3 Svalový model a jeho princip

Aby bylo vůbec možno začít zkoumat svalové síly a reakční síly v kloubech, je třeba nejdříve zvolit vhodný matematický model svalu, neboli svašlachový akční člen. To umožní provádět výpočty. Čím bude model jednodušší, tím snáze se výpočty mohou dostat do cíle, ovšem při přílišném zjednodušení nebude modelový výpočet odpovídat realitě. Model svašlachového akčního členu se skládá ze soustavy ideálních mechanických objektů. Nejčastěji používaným je model tzv. Hillova typu, znázorněn na obrázku. Většina informací o principu funkce modelu Hillova typu byla čerpána z [6].



Sval délky L^M je oproti šlaše délky L^T vyosen o úhel zpeření α . Šlacha je pružný člen a proto je kromě své délky definována ještě tuhostí K^M , díky které šlacha při změně délky produkuje sílu F^T . Sval se skládá z pasivního a aktivního členu. Pasivní člen je pružný, tudíž vytváří při změně délky svalu sílu F^{Pe} a navíc díky svalové vizkozitě má tlumení B^M . Aktivní kontrakční složka závisí na třech faktorech. Těmito faktory jsou aktuální délka svalu L^M , rychlost kontrakce \dot{L}^M a úroveň aktivace a . Je tedy možno říci, že aktivní svalová síla je funkcí těchto tří proměnných.

Dalším důležitým parametrem je optimální svalová délka L_0^M . Při této délce může sval působit svou maximální isometrickou silou F_0^M . Maximální isometrická síla svalu je funkcí jeho fyziologického průřezu PCSA, přičemž platí že $F_0^M = \sigma \cdot PCSA$. Fyziologický průřez teoreticky reprezentuje průřez všech svalových vláken konkrétního svalu a je dán vztahem

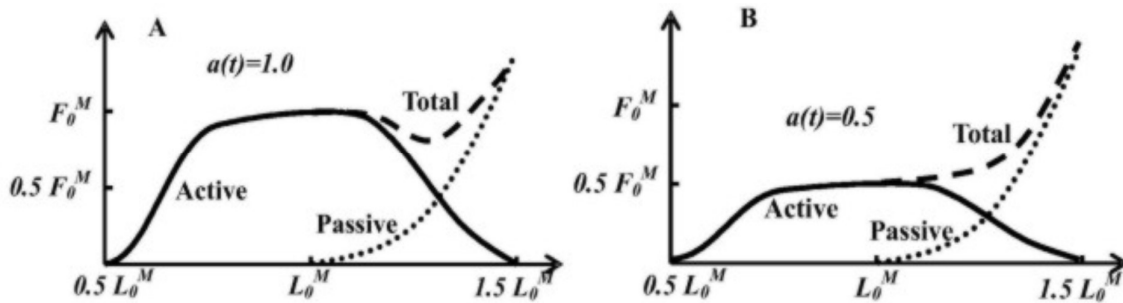
$PCSA = \frac{m \cdot \cos(\alpha)}{\rho \cdot L_0^M}$. Specifické napětí ve svalu $\sigma = 31,8 \text{ N/cm}^2$ a hustota svalové tkáně $\rho = 1,056 \text{ g/cm}^3$. Hmotnost svalu je m .

4.3.1 Popis svalové síly

Jak bylo již řečeno, aktivní svalová síla je funkcí aktuální délky L^M , rychlosti kontrakce \dot{L}^M a svalové aktivace a . Mělo by zde tedy být naznačeno, jak tyto závislosti vypadají.

Možná délka svalu se pohybuje přibližně mezi $0,5 L_0^M$ a $1,5 L_0^M$, i když tento rozsah se může pro každý sval trochu lišit. Závislost aktivní síly na délce svalu je popsána vztahem $F^{La} = F_0^M \cdot (1 - ((\frac{L^M}{L_0^M} - 1)/0,5)^2)$. Nicméně je třeba také uvažovat pasivní složku síly, ta je popsána exponenciálním vztahem $F^{Pe} = F_0^M \cdot (\frac{L^M}{L_0^M})^3 \exp(8 \cdot (\frac{L^M}{L_0^M} - 12,9))$. Svalovou aktivací a je možno rozumět míru využití svalu. Tento parametr je vlastně součinitel, který nabývá hodnot od 0 do 1. To znamená, že při aktivaci rovno 0 nepůsobí ve svalu žádná aktivní složka, pouze pasivní. Naopak při aktivaci rovno 1 působí sval svou maximální silou, která je možná vzhledem k ostatním parametrům. Míru aktivace experimentálně měříme metodou EMG a je ji možné udávat i v procentech.

Při znalosti těchto vzorců lze naznačit závislosti graficky:



Graf na levé straně ukazuje závislost svalové síly na svalové délce při aktivaci rovno 1, zatímco graf na pravé straně při aktivaci 0,5. Plná čára znázorňuje aktivní složku síly, tečkovaná pasivní složku a čárkovaná celkovou svalovou sílu. Z grafů je patrné, že pasivní složka síly je při délce svalu menší než optimální délka L_0^M nulová, ale při délce větší než L_0^M ji rozhodně nemůžeme zanedbat.

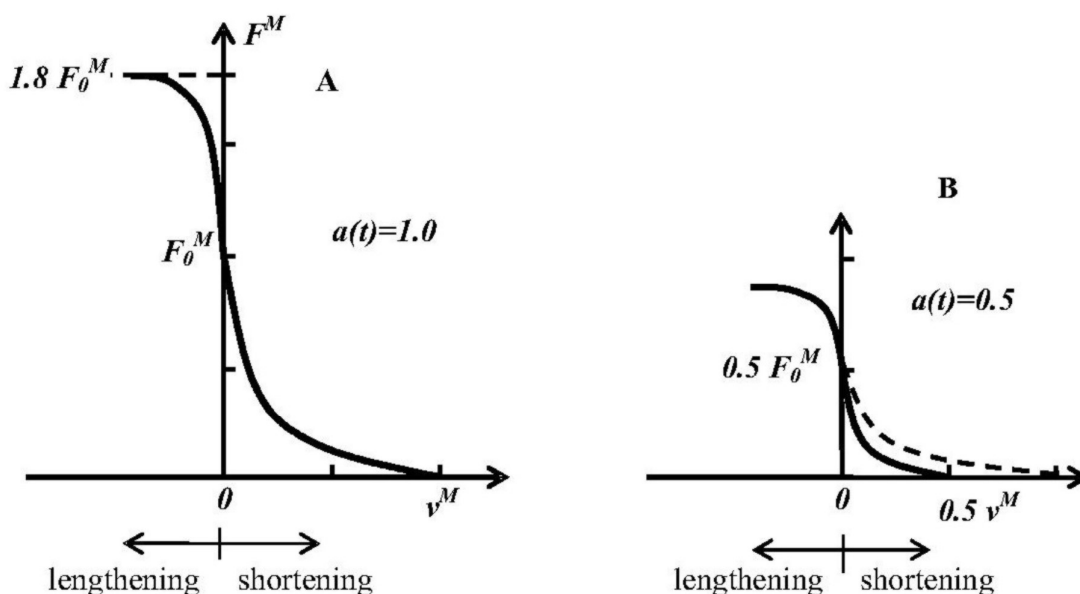
Posledním faktorem pro určení celkové svalové síly je rychlost kontrakce svalu. Obecně lze říci, že sval produkuje maximální sílu při tzv. izometrické kontrakci. To znamená, že rychlost kontrakce \dot{L}^M se blíží nule. Při zvětšující se rychlosti kontrakce se maximální možná

síla zmenšuje. Pro náš případ bude stačit znát tuto rovnici: $F_0^M(\dot{L}^M) = F_0^M \cdot \frac{\dot{L}_0^M - \dot{L}^M}{\dot{L}_0^M + c \cdot \dot{L}^M}$, kde $\dot{L}_0^M = 6 \cdot L_0^M$ pro svaly skládající se převážně z pomalých svalových vláken a $\dot{L}_0^M = 16 \cdot L_0^M$ pro svaly skládající se převážně z rychlých svalových vláken. Tato rovnice byla z experimentálních dat odvozena A. V. Hillem, po němž je pojmenován celý svalový model.

Pokud však nastane případ tzv. koncentrické kontrakce, při níž je sval aktivně prodlužován, výše zmíněná rovnice již pozbývá platnosti. Pro tento případ se používá

modifikovaná Hillova rovnice, která má tvar: $F_0^M f_v(v^M) = F_0^M \cdot \frac{2 \cdot v^M - b' + v^M \cdot \frac{a'}{F_0^M}}{v^M - b'}$ kde

parametr $b' = 11,51 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ a parametr $\frac{a'}{F_0^M} = -0,284$. Výsledná závislost síly na rychlosti kontrakce vypadá při dané aktivaci svalu takto:



4.4 Použitý model horní končetiny

Pro účel bakalářské práce byl částečně použit model horní končetiny Stanford upper extremity dynamic model. Tento model byl vyvinut pro program OpenSim a je volně dostupný ke stažení na oficiálních stránkách softwaru [1]. Model představuje celou horní končetinu, včetně svalů pohybujících paží v rameni a včetně ruky a prstů. To dovoluje vyšetřovat mnohem komplexnější pohyby, ovšem pro tuto práci to nemá takovou důležitost. Model je tvořen třemi typy komponentů, těmi jsou hmotné segmenty, klouby a svaly/pohony.

Celková hmotnost paže byla v modelu stanovena na 4,779 kg, což odpovídá 170 cm vysokému mužskému jedinci dle [7]. Celková hmotnost je rozložena mezi segmenty clavicide (klíční kost), scapula (lopatka), humerus (pažní kost), radius (vřetenní kost), ulna (loketní kost) a hand (ruka). Do hmotnosti segmentů není započítána pouze hmotnost samotných kostí, ale i svalů nacházejících se v daném segmentu. Každý segment má také definovanou matici setrvačnosti a těžiště. Polohu těžiště lze zobrazit jak v lokálním souřadnicovém systému daného segmentu tak i v globálním souřadnicovém systému. Klouby jsou definovány umístěním na segmentu a osami rotace, kterou třeba loketní kloub má jen jednu, tzn. pouze flexe a extenze.

Pro svaly je použit model Hillova typu, tudíž jsou svaly definovány geometrií, tzn. „odkud kam vedou“, a svými parametry zmíněnými v odstavci 4.3. Ovšem narozdíl od teoretického popisu v odstavci 4.3 nejsou v softwaru OpenSim svalové modely charakterizovány rovnicemi, ale přímo čtyřmi tzv. charakteristickými křivkami.

Křivkami jsou závislosti: **Aktivní síla – délka svalu**

$$\text{odpovídá rovnici } F^{La} = F_0^M \cdot (1 - ((\frac{L^M}{L_0^M} - 1)/0,5)^2)$$

Pasivní síla – délka svalu

Síla šlachy – délka šlachy

obě tyto závislosti dohromady odpovídají rovnici

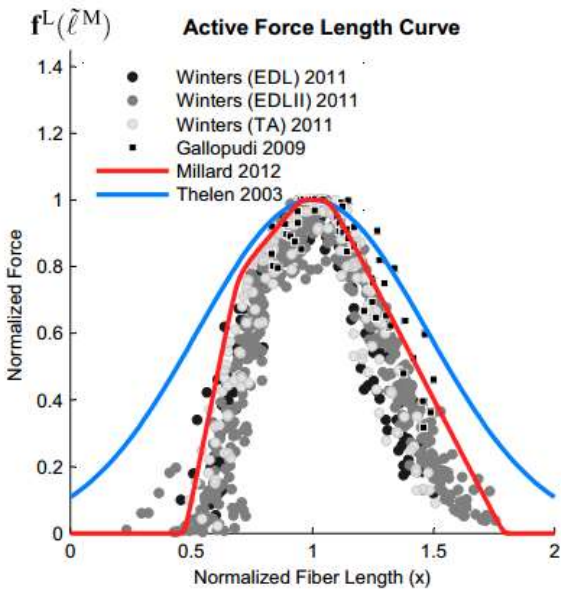
$$F^{Pe} = F_0^M \cdot \left(\frac{L^M}{L_0^M}\right)^3 \exp(8 \cdot \left(\frac{L^M}{L_0^M}\right) - 12,9)$$

Síla svalu – rychlost kontrakce

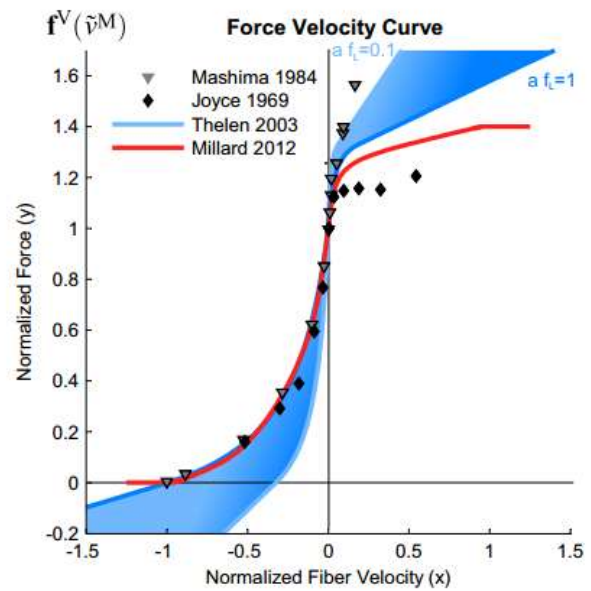
$$\text{odpovídá rovnici } F_0^M(\dot{L}^M) = F_0^M \cdot \frac{\dot{L}_0^M - \dot{L}^M}{\dot{L}_0^M + c \cdot \dot{L}^M}$$

Křivky těchto závislostí byly vytvořeny ve starších verzích OpenSim podle Thelen2003Musclemodel [1] a v aktuálních verzích podle Millard2012EquilibriumMuscle [1]. Oba jsou to modely Hillova typu ale liší se v parametrech a složitosti rovnic. Pro názornost

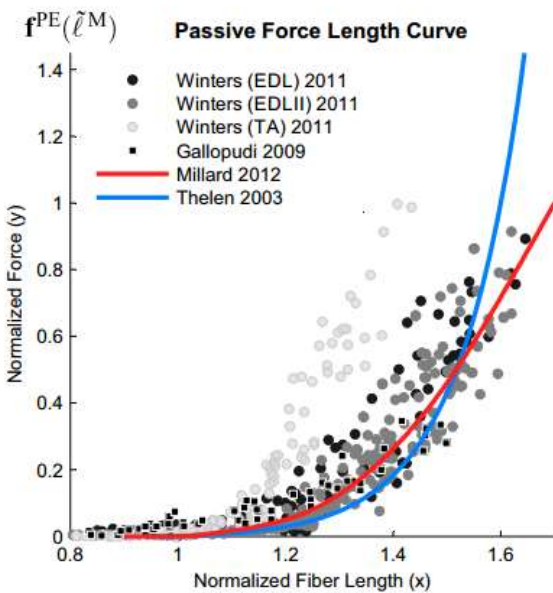
zde vkládám vzhled jednotlivých křivek převzatých z [1], jejich tvar se však trochu liší sval od svalu kromě závislosti Síla svalu – rychlost kontrakce, ta je pro všechny svaly stejná.



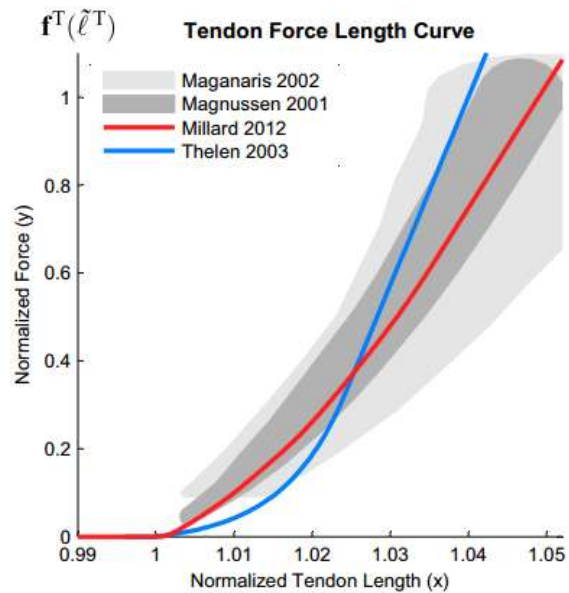
obr. 7 - Závislost aktivní síly a délky svalu



obr. 9 - Závislost síly svalu a rychlosti kontrakce



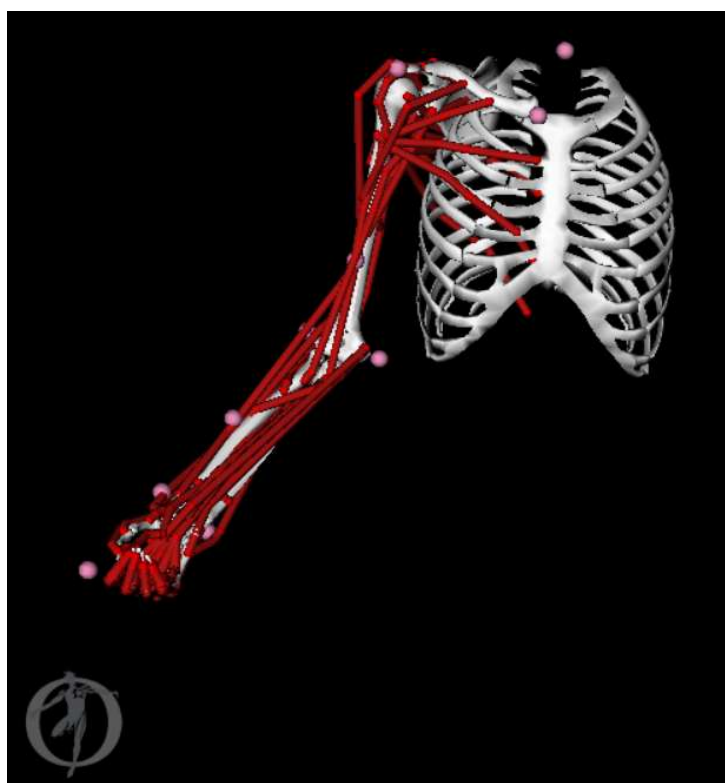
obr. 8 - Závislost pasivní síly a délky svalu



obr. 10 - Závislost síly šlachy a délky šlachy

V posledním odstavci by bylo vhodné zmínit, jakým způsobem byly zjištěny parametry jednotlivých svalů v modelu. Zatímco některé parametry byly převzaty z jiné literatury [8] [9] [10] [11] PCSA a délky svalů byly experimentálně zjištěny mimo jiné i pro tento účel. Experimentální měření je popsáno v literatuře [12]. Experimentu se zúčastnilo 10 osob, každé osobě byla dominantní ruka (pravá) skenována pomocí magnetické rezonance. Z nasnímaných dat byl vytvořen virtuální model, ze které se daly dopočítat PCSA a délky jednotlivých svalů. Po zhodnocení výsledků bylo možno určit průměrné parametry a jejich odchylky mezi osobami. Je snazší zjistit tyto parametry z mrtvých těl, ale zvláště svalový objem a tedy PCSA je u starých a těžce nemocných jedinců mnohem menší než u zdravého jedince. Z tohoto důvodu byly v experimentálním měření pouze zdravé osoby mladšího věku (asi 20 až 40 let).

Model horní končetiny tedy obsahuje anatomické informace a data nezbytná pro popis svalo-šlachových členů. Jako počátek globální souřadné soustavy byl zvolen segment hrudního koše. Protože není pohyblivý a je počátkem souřadné soustavy je ve virtuálním prostředí označen slovem ground. Zatímco kosti jsou zobrazeny v reálné anatomické podobě, svaly jsou zobrazeny pouze jako tenké červené provazce upnuté do daných míst na kostech. Jejich tloušťka nesouvisí s reálnou velikostí svalu. Markery jsou označeny jako růžové body.



obr.11 - vzhled modelu horní končetiny ve virtuálním prostředí

4.5 Obecný postup

V úvodu byl sice postup naznačen a všechny detaily týkající se metodiky jsou uvedeny až v kapitole 5, je ovšem vhodné zmínit, jak se v této problematice standardně postupuje. Protože v případě této bakalářské práce jsou vstupními daty kinematické veličiny, je nutné držet se při výpočtu svalových sil jasně definovaného postupu. Tento postup je odůvodněn v literatuře [1] [15]. Ze vstupních kinematických dat, která obsahují průběh X,Y,Z souřadnic markerů v čase je třeba získat průběh úhlův kloubech. K tomu se nejčastěji používá metoda, která je v terminologii softwaru OpenSim nazývána inverzní kinematika, ale v této práci je v kapitole 5.2.1 vysvětlen a použit jednodušší způsob, který ovšem nelze využívat zcela obecně.

Následně byla použita metoda inverzní dynamiky, která z průběhu úhlů v jednotlivých kloubech určuje celkové momenty v těchto kloubech. Rozložení sil mezi jednotlivé svaly pohybující končetinou v daném kloubu se určí pomocí statické optimalizace, která je podrobněji vysvětlena v [13] [15]. Pořadí těchto jednotlivých kroků nelze zaměnit.

Používá se také jiný princip měření. Místo kinematických veličin se měří úroveň aktivity svalů. Tato metoda se nazývá elektromyografie. Změřené hodnoty lze potom použít do tzv. „EMG driven“ modelů. V této práci nebyla použita tudíž není vhodné jednotlivé způsoby porovnávat. Detailní vysvětlení metody EMG je uvedeno v [16] a v [15] jsou navíc porovnány výsledky z metod statické optimalizace a EMG.

4.6 Použité výpočetní principy

Než se přejde k samotné kompletní metodice výpočtu od počáteční úpravy vstupních dat až po získání hodnot silového působení v jednotlivých svalech, je vhodné zde ve stručnosti nastínit teoretický základ některých částí celého výpočtu. Tyto principy nejsou zcela triviální a proto jsou vysvětleny raději dříve než v části metodiky výpočtu.

4.6.1 Princip inverzní dynamiky

Běžné úlohy mechaniky jsou většinou položeny tak, že jsou známy působící síly/momenty a řešitel se snaží dopočítat jejich účinky, což u dokonale tuhých těles znamená změnu polohy. Při výpočtu se vychází z Newtonovy pohybové rovnice $\sum \vec{F} = m \cdot \vec{\ddot{q}}$ respektive $\sum M = I \cdot \ddot{\varphi}$. V případě úlohy stanovení sil při známé poloze se postup nazývá inverzní.

Pro zjištění silového působení ve svalech horní končetiny je ze známého pohybu nejprve potřeba zjistit celkový moment, který způsobuje pohyb. Zjednodušeně lze tedy vycházet z rovnice $M_{\text{celkový}} = I \cdot \ddot{\varphi}$, kde φ = úhel flexe v loketním kloubu.

4.6.2 Pojem statická optimalizace a optimalizační kritéria

Svaly, které způsobují pohyb v loketním kloubu, jsou obecně upnuty jedním koncem na některé kosti nacházející se nad loketním kloubem a druhý konec je upnut na jedné ze dvou kostí předklouktí. Například vřetenní sval (brachioradialis) se upíná na pažní kost (humerus) a na kost vřetenní (radius). Díky své anatomické stavbě a umístění má každý sval určité rameno síly r_i . Rameno síly se liší jak pro jednotlivé svaly, tak je navíc funkcí úhlů v kloubech. Potom je jisté, že každý sval tvoří dílčí moment a platí rovnost $M_{\text{celkový}} = \sum_{i=1}^n F_i \times r_i$, kde n je počet svalů a F_i , r_i jsou síly a ramena příslušných svalů. Mechanickou soustavu, která modeluje lidskou končetinu, lze nazývat redundantní. To znamená, že konkrétní poloha a celkový moment nedefinuje, jakou silou působí který sval, protože více svalů může zastávat stejnou úlohu. Pro úlohu mechaniky je tedy pohonů/svalů nadbytek, tudíž se soustava nazývá redundantní.

Výpočet rozložení sil mezi jednotlivé svaly se nazývá statická optimalizace. Znamená to, že výpočet se provádí pro každý časový okamžik, když je vlastně mechanismus zastavený – statický. Dělá se pomocí minimalizace Lagrangeovy funkce, která má tento tvar:

$$L = J + \lambda \cdot \left[\sum_{i=1}^n (F_i \times r_i) - M_{\text{celkový}} \right]$$

Výraz J znamená v Lagrangeově funkci optimalizační kritérium. Zvolené optimalizační kritérium určuje, jakým způsobem bude daná minimalizace probíhat. Optimalizačních kritérií je velké množství, ovšem zhodnocením rozdílů optimalizačních kritérií je velmi komplexní a zabývá se jím literatura [17]. Zde je uvedeno pět příkladů optimalizačních kritérií, se kterými se lze setkat [13].

$$J = \sum_{i=1}^n F_i^2 \quad \text{minimalizace jednotlivých svalových sil na druhou}$$

$$J = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{F_{0i}^M} \right)^2 \quad \text{minimalizace poměru na druhou mezi skutečnou a maximální izometrickou silou}$$

$$J = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{P_{CSA_i}} \right)^3 \quad \text{minimalizace poměru na třetí mezi příslušnou silou a fyziologickým průřezem}$$

$$J = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{P_{CSA_i}} \right)^2 \quad \text{minimalizace poměru na druhou mezi příslušnou silou a fyziologickým průřezem}$$

$$J = \sum_{i=1}^n a_i^2 \quad \text{minimalizace svalových aktivací na druhou}$$

5 Metodika výpočtu

5.1 Vstupní data

Vstupními daty pro náš experiment jsou kinetické veličiny změřené metodou Motion capture. To je optická metoda fungující na principu snímání daných značek na těle pomocí vysokofrekvenčních kamer. Snímané značky jsou označovány jako tzv. markery. Měřicí systém následně určuje absolutní polohu markerů v každém okamžiku pomocí triangulace polohy relativní. Markery jsou pak umístěny i ve virtuálním prostředí modelu. Jejich umístění na těle a v modelu musí být zachováno stejné. Změřený pohyb skutečných markerů se pak může odehrávat stejně i ve virtuálním prostředí.

Poskytnutá experimentální data byla změřena systémem Vicon Motion Analysis. Bylo použito 6 kamer a data jsou nasnímaná frekvencí 60Hz – tzn. poloha markerů je zaznamenána 60-krát za sekundu. Protože pohyb se skládá pouze z flexe a extenze v loketním kloubu, jedná se o rotační pohyb dvou členů v jedné rovině, byly použity pouze 3 markery. Markery byly umístěny co nejblíže kloubům horní končetiny. Těmi jsou rameno, loket a zápěstí. Měření bylo provedeno pro dvě různé rychlosti pohybu – 1,1 rad/s a 2.8 rad/s. Dále bylo rozlišeno, zda pohyb probíhá bez zátěže, nebo zda ruka zvedá činku o váze 4,2 kilogramu.

V této bakalářské práci bylo zpracováno 14 měření, přičemž vždy byla porovnána data se stejnou úhlovou rychlostí, ale bylo rozlišeno, zda ruka zvedá činku či nikoliv.

Náhled na vstupní data:

Field	Time	RSHO:X	RSHO:Y	RSHO:Z	RELB:X	RELB:Y	RELB:Z	RWRA:X	RWRA:Y	RWRA:Z
1	0.0000	407.94	653.14	1561.5	432.03	687.08	1196.8	319.1	752.35	945.26
2	0.0167	408.13	653.23	1561.5	432.2	686.94	1196.8	319.14	751.91	945.28
3	0.0333	408.56	653.27	1561.5	432.3	686.91	1196.8	319.32	751.63	945.27
4	0.0500	409.21	653.42	1561.5	432.46	686.9	1196.8	319.62	751.47	945.24
5	0.0667	409.6	653.39	1561.5	432.68	686.77	1196.9	319.78	751.28	945.18
6	0.0833	409.81	653.31	1561.5	432.91	686.77	1196.9	319.81	750.8	945.14
7	0.1000	410.1	653.38	1561.5	433.3	686.82	1196.8	319.92	750.43	945.12
8	0.1167	410.24	653.42	1561.5	433.71	686.69	1196.6	320.12	750.23	945.01
9	0.1333	410.32	653.56	1561.5	434	686.53	1196.5	320.51	749.85	944.94
10	0.1500	410.58	653.81	1561.5	434.22	686.54	1196.5	320.94	749.72	944.97
11	0.1667	411.03	653.93	1561.5	434.52	686.46	1196.5	321.33	749.9	944.96

Každý z markerů má tři stupně volnosti a je tedy plně definován souřadnicemi X,Y a Z. Zde je marker umístěný na rameni označen RSHO, na lokti RELB, na zápěstí RWRA. Ze sloupce času je jasně patrná frekvence snímání 60Hz. Také je nutno podotknout, že čas je zde vyjádřen v sekundách a poloha markerů v milimetrech.

5.2 Úprava dat pro software OpenSim

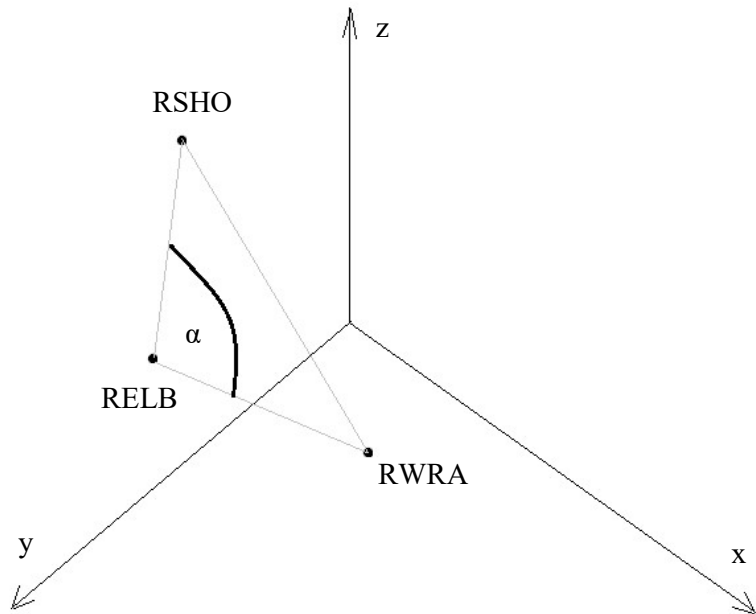
Experimentálně zjištěná data nelze přímo načíst do programu OpenSim, proto je třeba použít vhodné řešení, jak data přizpůsobit, aby mohla být do programu načtena. Po důkladném zvážení připadají v úvahu dvě možnosti přizpůsobení dat.

5.2.1 První možnost – fixní poloha loketního a ramenního kloubu

Protože byl změřen prostý pohyb flexe a extenze v loketním kloubu, je možno postup zjednodušit. Program OpenSim je schopen načíst nejen data z markerů, ale rovnou i pohybový soubor. Tento soubor je v angličtině nazván *motion file*, tudíž zkrácením názvu se došlo k příponě souboru *.mot[1]. Soubor je ve formátu čitelném jak pro MS Excel tak i Notepad. Obsahuje údaje o úhlech v jednotlivých kloubech modelu v každém časovém okamžiku. Pro objasnění je zde ukázána struktura *.mot souboru.

time	elv_angle	shoulder_e	shoulder_r	elbow_flex	pro_sup	deviation	flexion
0	0	10	-20	27.20204	-70	0	0
0.016667	0	10	-20	27.70439	-70	0	0
0.033333	0	10	-20	28.14134	-70	0	0
0.05	0	10	-20	28.51288	-70	0	0
0.066667	0	10	-20	28.81458	-70	0	0
0.083333	0	10	-20	29.04656	-70	0	0
0.1	0	10	-20	29.21528	-70	0	0

Zafixování pohybu v rameni a na ruce je docíleno tak, že úhly týkající se těchto rotací jsou konstantní. Konstantní hodnoty byly zvoleny tak, aby pohyb v loketním kloubu byl vykonáván v přirozené poloze, stejně jako když člověk cvičí s činkou nebo zvedá jiné břemeno. Na výpočet zbývá úhel flexe v lokti. Ten lze vypočítat z prostorových souřadnic pomocí kosinové věty. Nejprve se vypočte vzdálenost mezi jednotlivými markery ramena RSHO, lokte RELB a zápěstí RWRA. Tyto tři úsečky tvoří v prostoru trojúhelník. Trojúhelník je jasně definován a proto úhel, který svírá úsečka $|RSHO - RELB|$ s úsečkou $|RELB - RWRA|$, odpovídá úhlu flexe v lokti. Nutno podotknout, že ve virtuálním modelu je úhel loketní flexe definován tak, že při natažené paži se rovná 0° . Neodpovídá tedy úhlu vypočtenému kosinovou větou, který je při natažené paži roven 180° . Proto je třeba ještě upravit výpočet tak, že $elbow_flexion = 180^\circ - \alpha$. I když je tento výpočet zřejmý, pro rychlé objasnění je zde přiložen ilustrační náčrt a postup výpočtu.



obr.12 - poloha markerů v globálním souřadnicovém systému

$$\begin{aligned} \text{Délky úseček: } |RSHO - RELB| &= \sqrt{(x_{RSHO} - x_{RELB})^2 + (y_{RSHO} - y_{RELB})^2 + (z_{RSHO} - z_{RELB})^2} \\ |RELB - RWRA| &= \sqrt{(x_{RELB} - x_{RWRA})^2 + (y_{RELB} - y_{RWRA})^2 + (z_{RELB} - z_{RWRA})^2} \\ |RSHO - RWRA| &= \sqrt{(x_{RSHO} - x_{RWRA})^2 + (y_{RSHO} - y_{RWRA})^2 + (z_{RSHO} - z_{RWRA})^2} \end{aligned}$$

Kosinová věta: $a^2 = b^2 + c^2 - 2 \cdot b \cdot c \cdot \cos(\alpha)$

$$(|RSHO - RWRA|)^2 = (|RSHO - RELB|)^2 + (|RELB - RWRA|)^2 - 2 \cdot |RSHO - RELB| \cdot |RELB - RWRA| \cdot \cos(\alpha)$$

$$\cos(\alpha) = \frac{(|RSHO - RELB|)^2 + (|RELB - RWRA|)^2 - (|RSHO - RWRA|)^2}{2 \cdot |RSHO - RELB| \cdot |RELB - RWRA|}$$

$$\alpha = \arccos\left(\frac{(|RSHO - RELB|)^2 + (|RELB - RWRA|)^2 - (|RSHO - RWRA|)^2}{2 \cdot |RSHO - RELB| \cdot |RELB - RWRA|}\right)$$

$$\text{elbow_flexion} = 180^\circ - \alpha$$

Přestože je tato metoda velmi rychlá a praktická, není ji možno použít při komplexnějších pohybech. To je problém z hlediska obecného určení svalových sil, ovšem v tomto případě to nevadí.

5.2.2 Druhá možnost – inverzní kinematika

Funkce inverzní kinematiky umožňuje vytvořit *.mot soubor přímo z pozic jednotlivých markerů. Zde ovšem je potřeba ztotožnit souřadné systémy. Souřadný systém virtuálního modelu má sice stejné délkové jednotky (milimetry) jako souřadný systém měřicího zařízení, ale tyto souřadné systémy jsou vůči sobě natočeny o obecné úhly v prostoru a navíc ještě posunuty. Pro účely sjednocení souřadnicových systémů se používají programy tzv. C3D editory. Tento nástroj však nebylo možno použít, protože není volně dostupný.

Problém se souřadnými systémy lze ovšem vyřešit také pomocí Matlabu za použití transformačních matic. Souřadnice bodů je třeba načíst jako vektory, tyto vektory vynásobit transformačními maticemi otáčení a nakonec transformační maticí posunutí. Úhly otočení jsou zvoleny opět tak, aby flexe a extenze paže probíhala v přirozené poloze. Jako orientační bod byl zvolen marker na rameni RSHO, protože jeho pohyb je minimální. Prostorové posunutí má takovou hodnotu, aby se marker RSHO z měření sjednotil s ramenním markerem ve virtuálním modelu.

Použité transformace: $\vec{r}_{\text{virtuální}} = \vec{r}_{\text{Měřené}} \cdot T_{\varphi_x} \cdot T_{\varphi_y} \cdot T_{\varphi_z} \cdot T_{xyz}$

$$\text{kde platí: } T_{\varphi_x} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi_x & -\sin\varphi_x & 0 \\ 0 & \sin\varphi_x & \cos\varphi_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T_{\varphi_y} = \begin{pmatrix} \cos\varphi_y & 0 & \sin\varphi_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\varphi_y & 0 & \cos\varphi_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T_{\varphi_z} = \begin{pmatrix} \cos\varphi_z & -\sin\varphi_z & 0 & 0 \\ \sin\varphi_z & \cos\varphi_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T_{xyz} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Následuje použití funkce inverzní kinematika [1]. Tato funkce je součástí programu OpenSim. Jedná se o numerický výpočet, který vypočítává úhly v jednotlivých kloubech virtuálního modelu tak, aby kvadratická odchylka pozice skutečných a virtuálních markerů byla co nejmenší. Výstupem funkce je požadovaný *.mot soubor. Na rozdíl od zjednodušeného řešení přes kosinovou větu inverzní kinematika nezanedbává malé pohyby v rameni. Následný pohyb virtuálního modelu více odpovídá realitě.

5.2.3 Částečná eliminace nepřesností v datech

Než bude možné přejít k dalšímu kroku, kterým je inverzní dynamika, je třeba data o průběhu úhlů ještě „zjemnit“. Sice malé, ale skokové změny v průběhu úhlu v čase totiž způsobují naprosto neadekvátní nárůst celkového hnacího momentu, tím i nárůst sil ve svalech. Je to zapříčiněno numerickým způsobem výpočtu, kde náhlá změna polohy má za následek velmi velké zrychlení. Pro dosažení takto velkého a nesmyslného zrychlení je třeba neadekvátní moment/síly ve svalech.

Odstranění těchto nepřesností lze jednoduše dosáhnout tak, že se data o úhlu flexe proloží polynomem vysokého řádu. Polynom aproximuje data velmi rozumně a zároveň zanedbává drobné skokové změny a kmity. Navíc při znalosti koeficientů jednotlivých mocnin polynomu je možno vytvořit si data s vyšší frekvencí. Pro tento účel je opět vhodné použít Matlab. Po načtení aproximuje data funkcí *polyfit(x,y,n)* [14], kde za x je vektor času, y vektor úhlu loketní flexe a n je stupeň polynomu. Výstupem je n+1 koeficientů aproximujícího polynomu. Za n byla zvolena hodnota 30. Příkazem *polyval(p,x)* [14] jsou dopočtena aproximovaná data. Ty se nakonec uloží do pohybového *.mot souboru.

5.3 Stanovení celkového momentu – inverzní dynamika

Základní princip inverzní dynamiky byl již zmíněn výše, ovšem podstatnou součástí výpočetního modelu musí být také gravitační síla a pro případy komplexních pohybů rovnice použitá v softwaru počítá i s Coriolisovou silou.

Software využívá rovnici: $M_{(q)} \cdot \ddot{q} + C_{(q,\dot{q})} + G_q = \tau$

kde $q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N$ jsou vektory poloh, rychlostí a zrychlení

$M_{(q)} \in R^{N \times N}$ je matice hmotností

$C_{(q,\dot{q})} \in R^N$ je vektor Coriolisových sil

$G_{(q)} \in R^N$ je vektor gravitačních sil

$\tau \in R^N$ je vektor zjišťovaných silových účinků

Funkce *inverse dynamics* v softwaru OpenSim podle této rovnice zjišťuje numerickým výpočtem hledané silové účinky. Vstupem funkce je pouze pohybový *.mot soubor a příslušný virtuální model horní končetiny. Svalové komponenty nemají na funkci vliv, protože se zde nepočítá distribuce síly mezi jednotlivé svaly, ale pouze celkové silové účinky [1].

5.3.1 Zahrnutí břemene do výpočetního modelu

Pokud se paže hýbá bez břemene, je zřejmé, že pokud to není pohyb s velmi velkým zrychlením, celkové silové účinky způsobující tento pohyb jsou malé. Některá měření byla tedy provedena [15] s břemenem. Tím byla činka o hmotnosti 4,2 kg. Obecný postup, jak lze přidat do virtuálního prostředí OpenSim vnější zatížení, je pomocí funkce *external loads*. Funkce načítá data ze souboru, který má podobnou strukturu jako *.mot soubor. To umožňuje zadat naprosto libovolný průběh vnějších zatížení v čase. Nicméně pro účely zahrnutí účinků činky není třeba tento komplexní soubor vytvářet. Činka byla držena v ruce, takže stačí zvýšit hmotnost segmentu ruky o 4,2 kg. Tím je činka ve virtuálním modelu nahrazena.

5.4 Rozložení celkového silového účinku mezi jednotlivé svaly

Pomocí inverzní dynamiky byl získán celkový silový účinek – moment $M_{\text{celkový}}$. Pro tuto práci bylo zvoleno optimalizační kritérium $J = \sum_{i=1}^n a_i^2$. Důvod je ten, že provedení výpočtu lze provést pouze numerickou metodou a software OpenSim používá pouze toto kritérium.

Minimalizace Lagrangeovy funkce lze docílit pomocí parciální derivace, neboť je známo, že minimum funkce se může nacházet pouze tam, kde:

$$\frac{\partial L}{\partial F_i} = 0 \quad \text{také je znám vztah } F_i = a_i \cdot F_i^{\text{max}}$$

dosazení:
$$L = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{F_i^{\text{max}}}\right)^2 + \lambda \cdot \left[\sum_{i=1}^n (F_i \times r_i) - M_{\text{celkový}}\right]$$

$$\frac{\partial L}{\partial F_1} = \frac{2 \cdot F_1}{(F_1^{\text{max}})^2} + \lambda \cdot r_1 = 0$$

$$\frac{\partial L}{\partial F_2} = \frac{2 \cdot F_2}{(F_2^{\text{max}})^2} + \lambda \cdot r_2 = 0$$

$$\frac{\partial L}{\partial F_3} = \frac{2 \cdot F_3}{(F_3^{\text{max}})^2} + \lambda \cdot r_3 = 0 \quad \text{atd. do n.....}$$

Spojením rovnic lze dostat n-1 závislostí mezi jednotlivými silami.

$$\frac{2 \cdot F_1}{(F_1^{\text{max}})^2} + \lambda \cdot r_1 = \frac{2 \cdot F_2}{(F_2^{\text{max}})^2} + \lambda \cdot r_2$$

$$F_1 = F_2 \cdot \left(\frac{F_1^{\text{max}}}{F_2^{\text{max}}}\right)^2 \cdot \frac{r_1}{r_2}$$

$$F_2 = F_3 \cdot \left(\frac{F_2^{\text{max}}}{F_3^{\text{max}}}\right)^2 \cdot \frac{r_2}{r_3}$$

atd. do n.....

Připojením rovnice momentové rovnováhy $M_{\text{celkový}} = \sum_{i=1}^n F_i \times r_i$ vznikne soustava n rovnic o n neznámých. Ta už je řešitelná numerickými metodami.

5.4.1 Aplikace optimalizačního výpočtu

V softwaru OpenSim se tento výpočet provádí pomocí funkce static optimization [1]. Funguje na principu popsaném výše, takže jako vstupní data jsou pohybový *.mot soubor a průběh celkového momentu získaného výpočtem inverzní dynamiky. Pohybový soubor poskytuje informace o aktuálních úhlech, rychlostech a také o aktuálních momentových ramenech jednotlivých svalů, které mohou záviset na úhlu v některém z kloubů.

Je důležité podotknout, že numerický výpočet potřebuje ještě kompenzovat drobné skokové změny. Kompenzace se provádí přidáním dalších virtuálních pohonů, které vytvářejí moment navíc. To by ovšem znamenalo, že se zatížení svalů zmenší oproti skutečnosti. Aby přidané pohony kompenzovaly pouze skokové změny a chyby ve vstupních datech, mají ve výpočtu zcela jiné parametry než svaly. Zatímco sval má maximální možnou sílu F^{\max} poměrně velkou – v řádech stovek N a dovolenou aktivaci mezi 0 a 1, kompenzační pohony mají nastaveny parametr síly mnohem menší – v řádu desítek N, ale dovolenou aktivaci mají v mezích $-\infty$ a $+\infty$. To minimalizuje vliv na správnost výsledků, ale dovoluje v případě skokové změny neomezeně aktivovat kompenzační pohon.

5.5 Reakční síly v kloubu

Poslední informací, kterou je třeba ze vstupních dat získat, jsou reakční síly v kloubech. Jak bylo řečeno již v úvodu, znalost těchto reakčních sil je vhodná například pro návržení kloubní náhrady a její správné dimenzování, tak aby vydržela dostatečný počet cyklů.

Pro výpočet reakčních sil v kloubech se v programu OpenSim používá funkce *Analyze*. Jejím vstupem je stejně jako u inverzní dynamiky či statické optimalizace pohybový *.mot soubor a dále soubor přidávající do modelu horní končetiny kompenzační virtuální pohony [1]. Účel a parametry kompenzačních pohonů byly zmíněny v kapitole 5.4.1. Funkce umožňuje také možnost spočítání průběhů poloh a rychlostí těžišť jednotlivých segmentů modelu či rychlosti kontrakce jednotlivých svalů. Tyto údaje ovšem nejsou součástí bakalářské práce a proto analýza týkající se těchto údajů nebude prováděna.

Narozdíl od výpočtu statické optimalizace netrvá výpočet reakčních sil tak dlouhou dobu. Výstupem jsou reakční síly ve směrech os x, y, z , kde záporná hodnota síly znamená, že síla směřuje na opačnou stranu než je kladný směr dané osy.

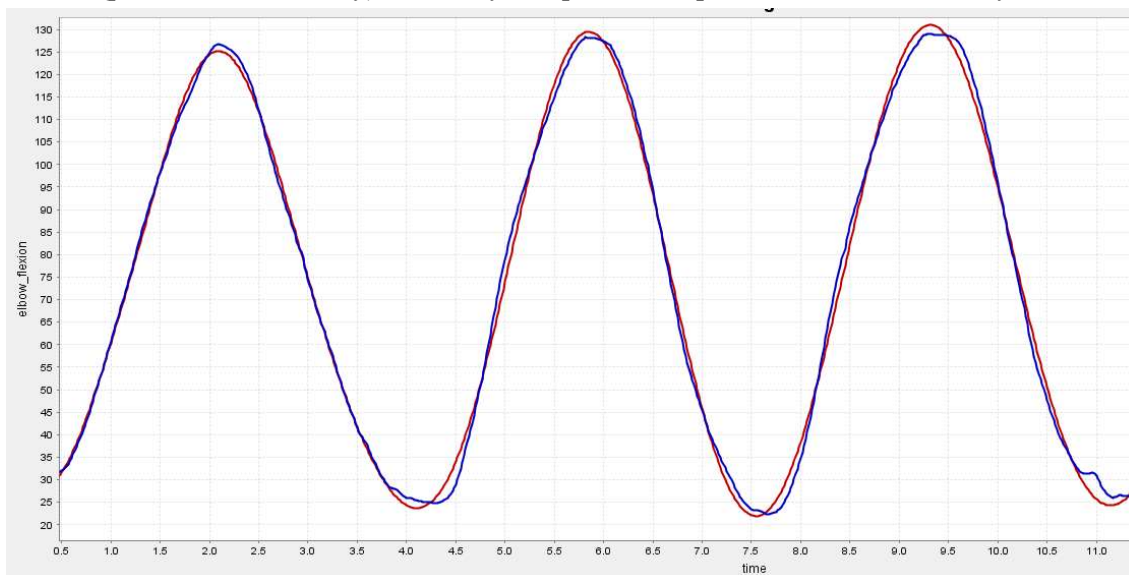
6 Diskuze výsledků

V této kapitole budou okomentovány vypočtené průběhy celkových momentů, reakčních sil v kloubech a jednotlivých svalových sil. Přestože bylo vyšetřeno 14 měření, nebude zde pojednáno o všech, neboť některé průběhy vycházejí velmi podobně a obsáhlost kapitoly by byla příliš velká, přitom by zde byly vlastně jen spousty grafů. Kompletní vypočtená data jsou součástí obrazových příloh. Je potřeba se zaměřit na několik charakteristických případů a vysvětlit příčiny a důsledky výsledných průběhů momentů, reakčních sil atd.

6.1 Měření číslo 1

Pro diskuzi bylo vybráno měření číslo 1, kde se ruka pohybuje pomalou rychlostí (přibližně 1,1 rad/s) a drží činku o váze 4,2 kg. Měření číslo 4 a 5 probíhala přibližně stejnou rychlostí a se stejnou činkou, tudíž výsledky jsou velmi podobné.

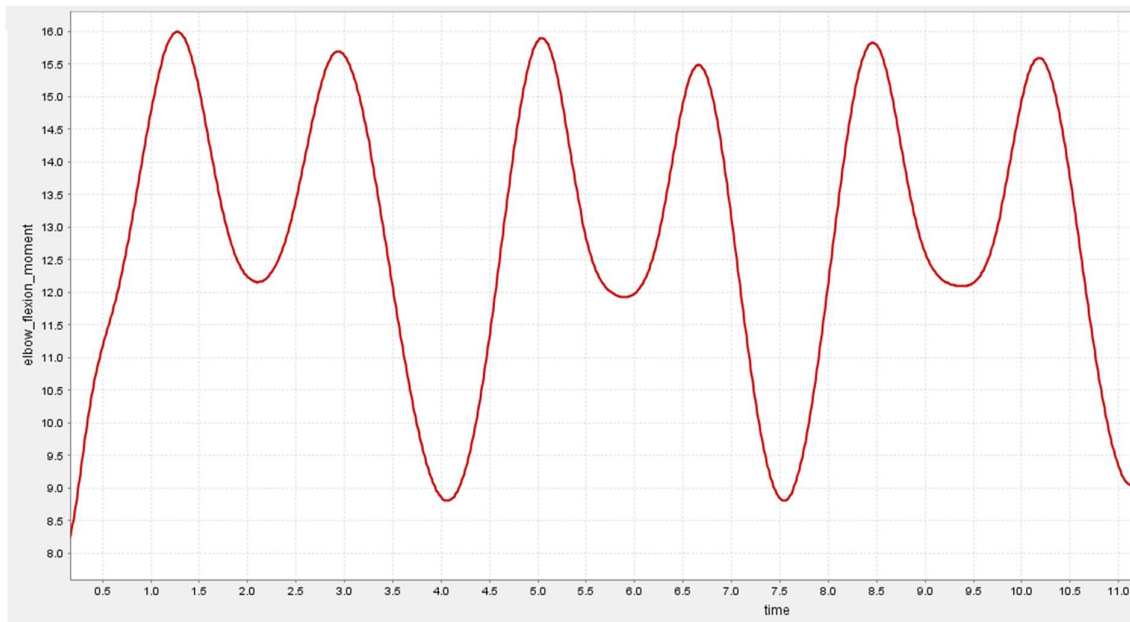
První nutný krok zdůvodněný v kapitole 5.2.3 je aproximace dat polynomem. Byl zvolen polynom 30-tého řádu. Kvůli tomuto kroku je ovšem potřeba ignorovat krátké úseky na začátku a na konci datové řady, neboť zde polynom zakmitá. Tyto úseky jsou ale velmi krátké (přibližně 0,3 sekundy), tudíž zbyde v pořádku naprostá většina datové řady.



obr.13 - průběh úhlu v loketním kloubu aproximovaný polynomem

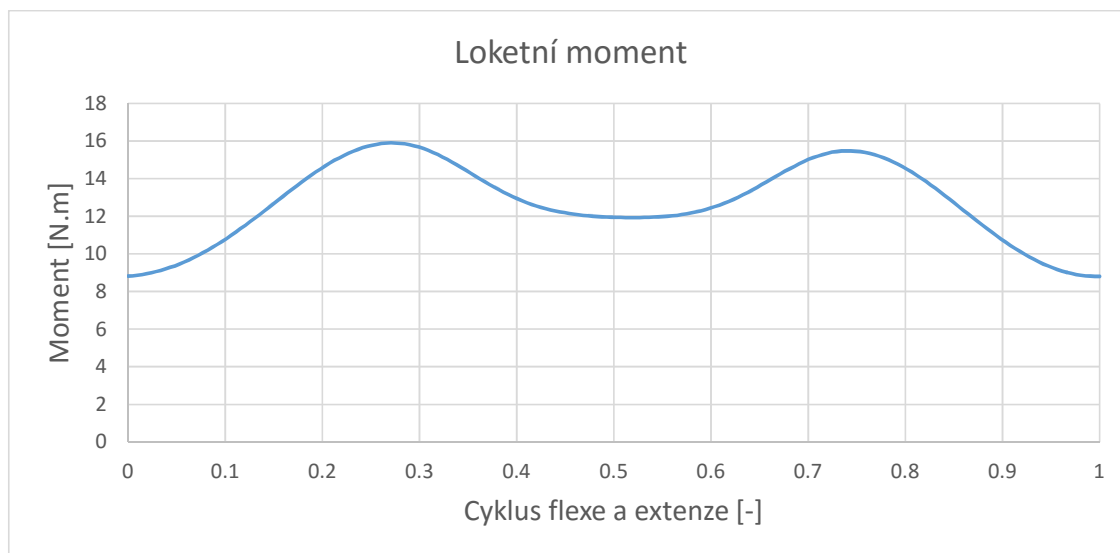
modře – původní data, červeně – aproximovaná data

Druhým krokem je výpočet celkového loketního momentu pomocí funkce inverzní dynamika. Výstupem je průběh tohoto momentu v čase.



obr.14 - průběh celkového momentu v loketním kloubu

Z průběhu momentu je možno soudit, že při flexi nejdříve moment narůstá, po dosažení maximální hodnoty poklesne a potom opět narůstá až skoro k maximu a až poté klesá k minimální hodnotě. Při srovnání s úhlem v lokti lze vidět, že maximálního momentu je dosaženo při úhlu přibližně 80 stupňů. Pokles momentu nastává při zastavení ruky v horní poloze. Tento jev je lépe vidět z následujícího grafu. Na ose x byl místo času zaveden tzv. cyklus flexe a extenze. Je navržený tak, že v 0 začíná nárůst loketního úhlu (tedy flexe) a přibližně od 0,5 začíná loketní úhel klesat (nastává extenze). V hodnotě 1 úhel přestane klesat, což znamená, že začíná další cyklus. Grafické zpracování s touto proměnou cyklu flexe a extenze je ještě hojně použito.

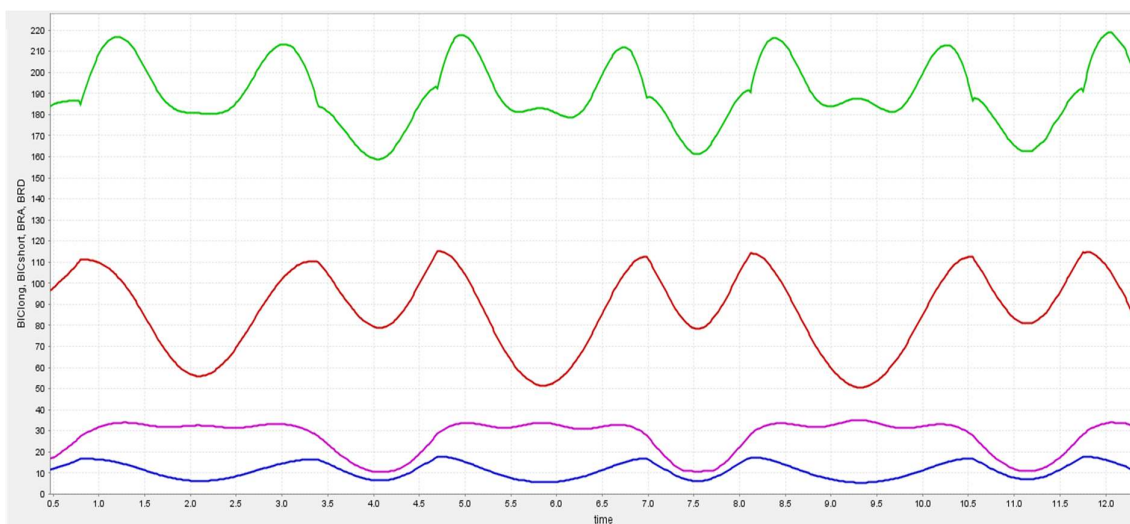


obr.15 - průběh celkového momentu vzhledem k flexi/extenzi

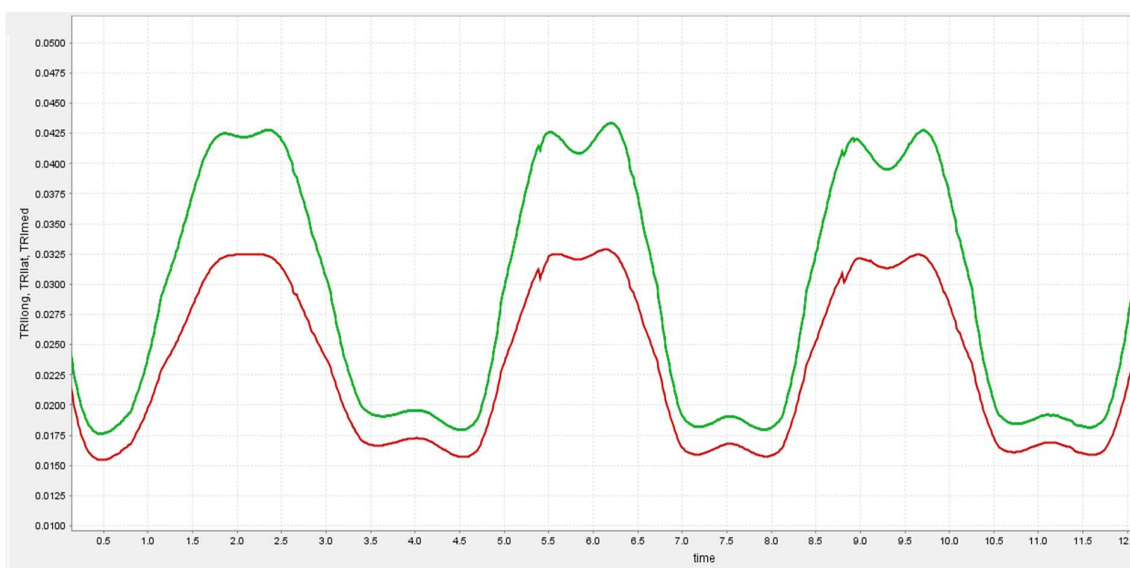
Protože ruka drží činku a hýbe se pomalu, nepoklesne moment během cyklu na 0. Jak je vidět z obr.37 cyklus končí při loketní úhlu okolo 25 stupňů. Kvůli pomalé rychlosti a neúplnému propnutí končetiny je tedy minimální loketní moment přibližně 9 N.m. Pomalá rychlost má za následek i to, že při pohybu nedochází k velkému nárůstu loketního momentu, jeho maximální hodnota 16 N.m je při flexi jen o málo vyšší než při extenzi dle obr.15. Dynamické jevy mají jen velmi malý vliv.

Nejsložitější částí výpočtu je statická optimalizace. Notebook, který byl pro výpočty k dispozici (CPU i7 Broadwell, 8GB RAM) prováděl výpočet statické optimalizace jednoho měření i několik minut. Funkce statická optimalizace počítá síly ve všech svalech modelu horní končetiny. V úvodu bylo ovšem řečeno, že tato bakalářská práce je zaměřena hlavně na 7 hlavních svalů zajišťující flexi a extenzi v loketním kloubu. To jsou dlouhá hlava bicepsu BIClh, krátká hlava bicepsu BICsh, hluboký sval pažní BRA, sval vřetenní BRD a tři tricepsové hlavy TRIlong, TRIlat, TRImed. Z ostatních svalů bylo zjištěno určité nezanedbatelné zatížení hlavně na svalech předloktí, které drží ruku ve fixní poloze. Zatížení na svalech kolem ramene je kromě střední porce deltového svalu naprosto zanedbatelné.

Po proběhnutí funkce static optimization v programu OpenSim jsou jako výstup údaje o silách v jednotlivých svalech závislých na čase.

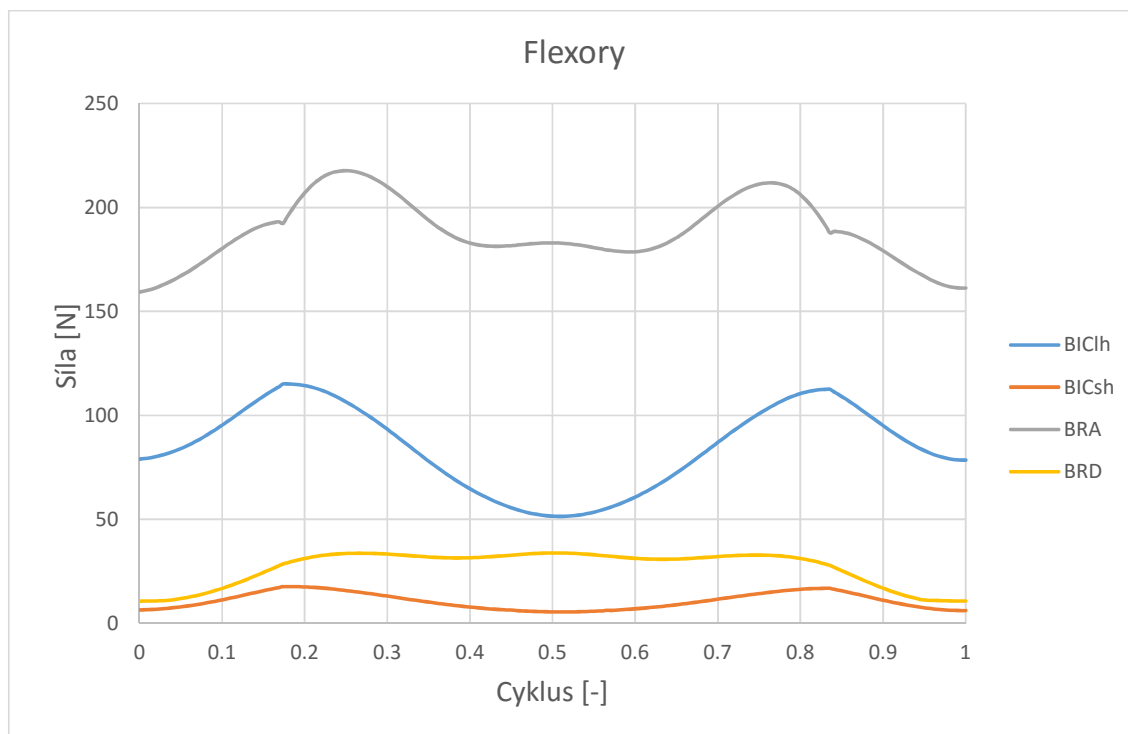


obr.16 - průběh silového zatížení ve flexorech závislý na čase
zelená BRA, červená BIClh, fialová BRD, modrá BICsh

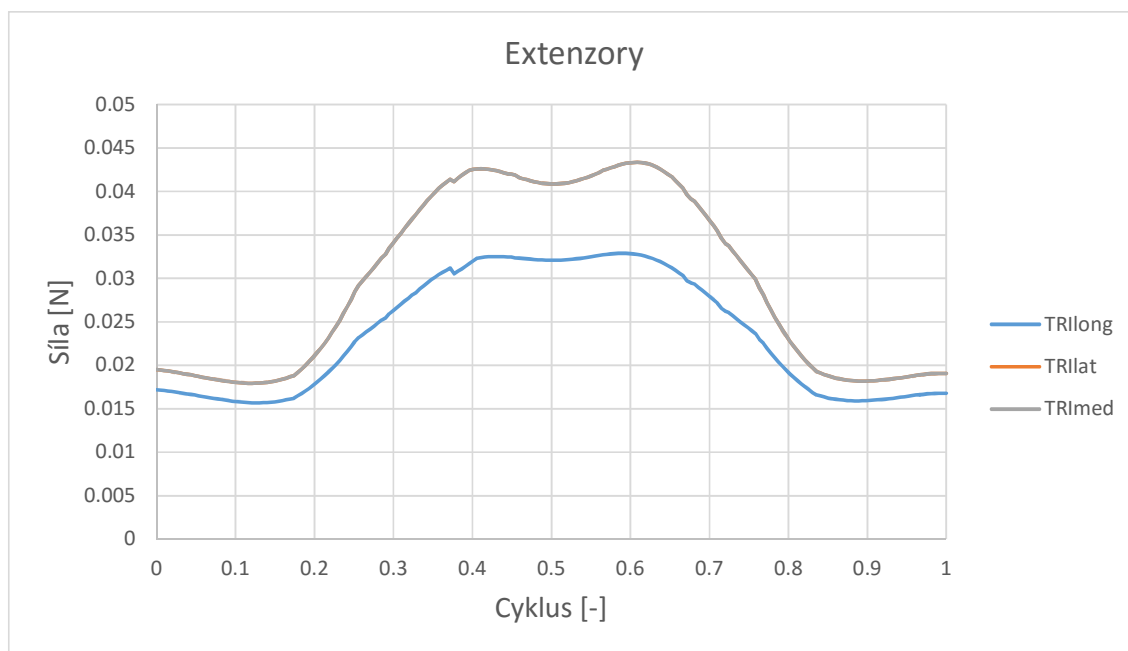


obr.17 - průběh silového zatížení v extenzorech závislý na čase
zelená TRImed, červená TRIlone, TRIlal=TRImed

Zatímco zatížení flexorů je kvůli čince značné, zatížení extenzorů je naprosto minimální. Extenze totiž probíhá tak pomalu, že flexory stále jen drží a zpomalují extenzy. Zde je velmi důležité podotknout, že funkce statické optimalizace vypočítává jako výslednou sílu, pouze sílu aktivní. Pasivní složka není do funkce implementována [1]. Také proto vychází síly v tricepsu minimální. Pro názornost je opět lepší zobrazit závislost jednotlivých svalových sil vzhledem k cyklu flexe/extenze.



obr.18 - průběh svalových sil ve flexorech vzhledem k flexi/extenzi

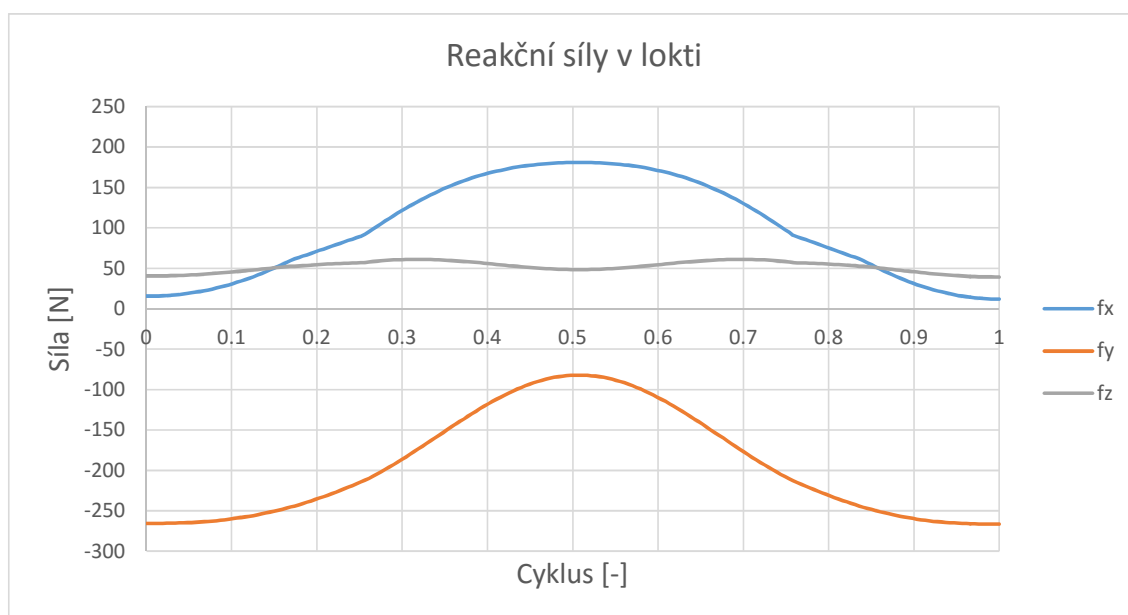


obr.19 - průběh svalových sil v extenzorech vzhledem k flexi/extenzi

Průběh svalových sil ve flexorech velmi odpovídá průběhu celkového loketního momentu. To dává smysl, protože musí platit rovnice $M_{celkový} = \sum_{i=1}^n F_i \times r_i$. Největší silou působí hluboký sval pažní BRA. Síla v tomto svalu se pohybuje mezi 160 N a 220 N. Větší síla

působí také v dlouhé hlavě bicepsu BIClh, která se pohybuje mezi 50 N a 120 N. Ve vřetenním svalu BRD působí síla přibližně 35 N a nejmenší silou je zatížena krátká hlava bicepsu BICsh – 5 N až 15 N. Jak bylo řečeno již výše, zatížení tricepsu je minimální.

Posledním krokem je určení reakčních sil v kloubech. Pro software se to definuje jako reakční síla mezi segmenty. Pro loketní kloub je to tedy reakce mezi pažní a vřetenní kostí. Výstupem analyzační funkce jsou složky reakční síly do jednotlivých směrů x,y,z. Průběh sil je zde zobrazen opět vzhledem k cyklu flexe/extenze.

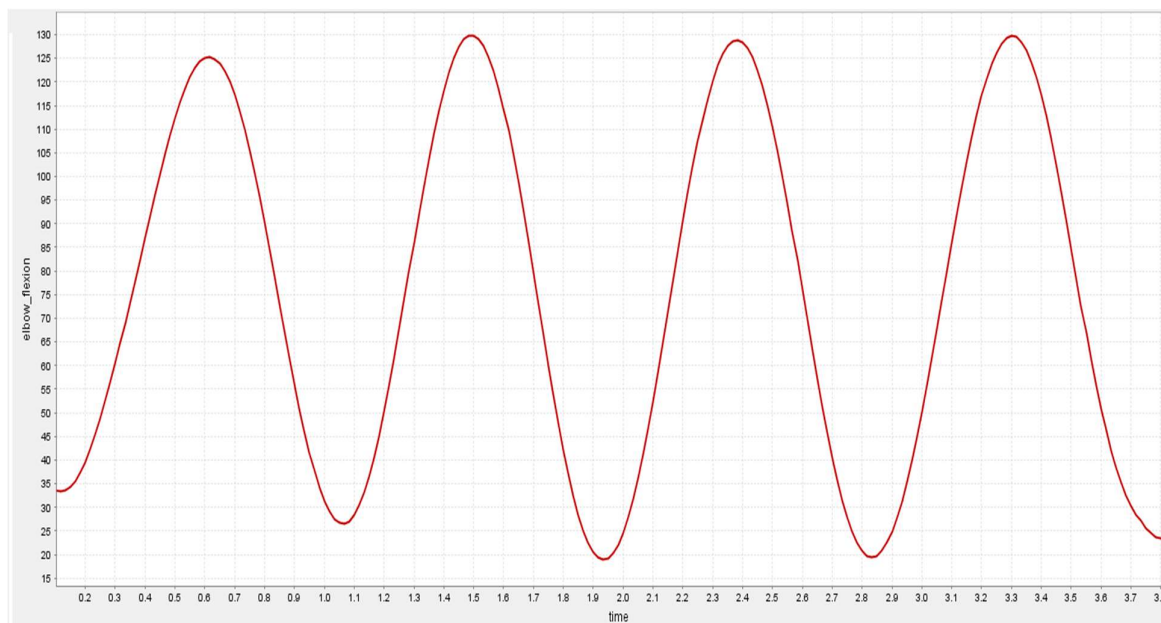


obr.20 - průběh složek reakční síly v lokti vzhledem k flexi/extenzi

Všechny silové účinky podle zadání byly úspěšně zjištěny. Zatížení výpočtu různými nepřesnostmi je sice možné, ale výsledky v této práci jsou podobné výsledkům v literatuře [15].

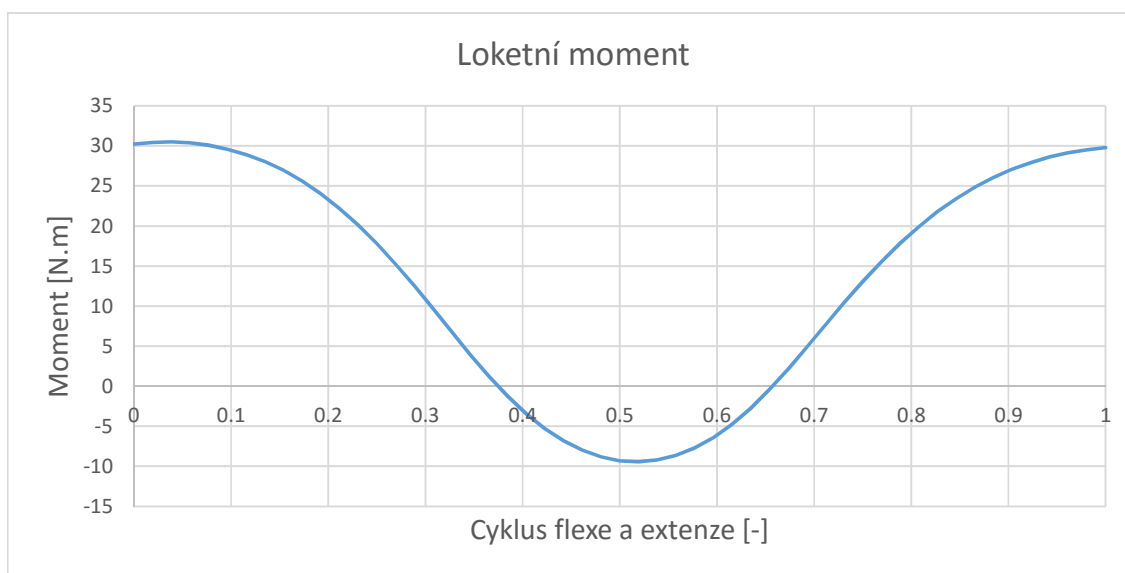
6.2 Měření číslo 3

Jako druhý vzorový případ, kde si výsledky zaslouží podrobnější komentář bylo vybráno měření číslo 3. Stejně jako v měření číslo 1 ruka drží činku o hmotnosti 4,2 kg, ale v tomto případě se ruka pohybuje velkou rychlostí (přibližně 2,8 rad/s)



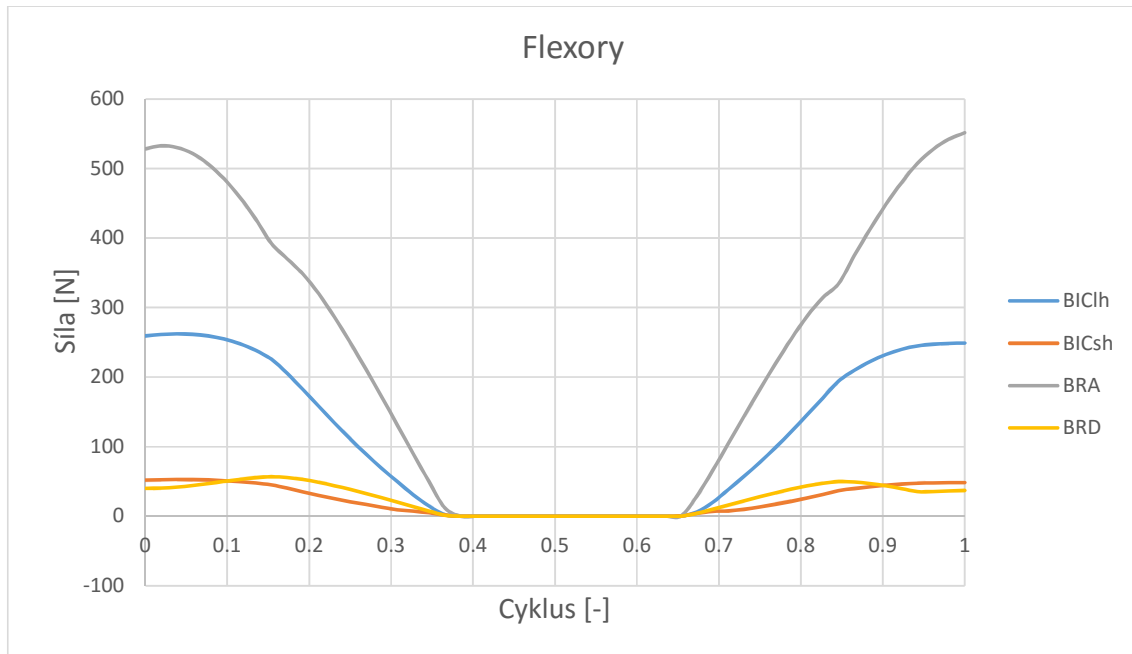
obr.21 - průběh loketního úhlu v čase

Aby zde již nebylo tak velké množství grafů, jsou další průběhy zobrazeny pouze vzhledem k cyklu flexe/extenze. To má větší vypovídající hodnotu nežli závislosti na čase.

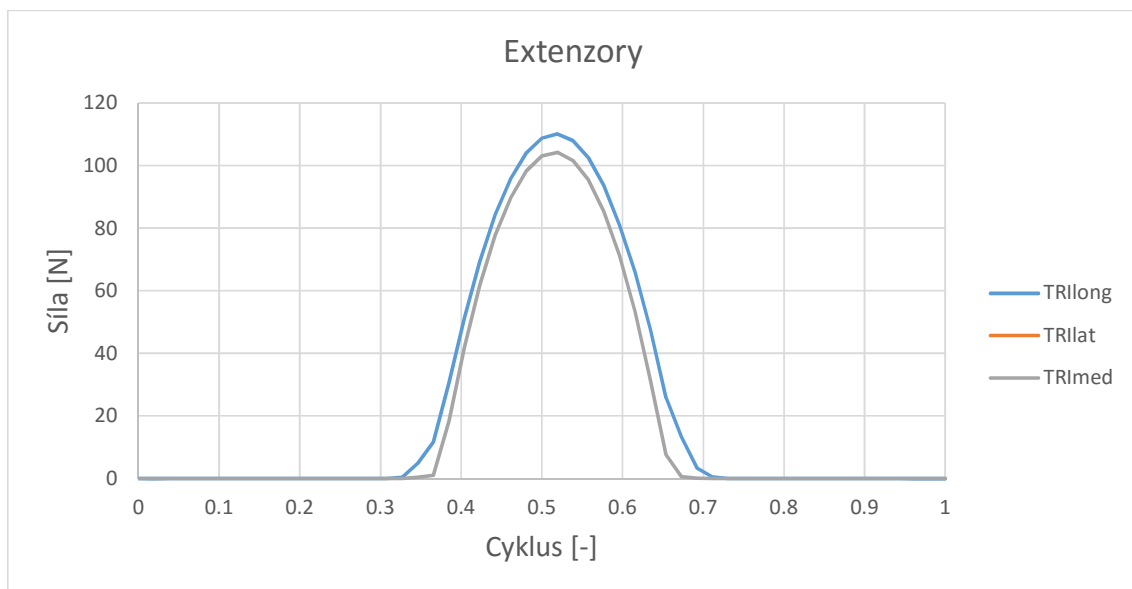


obr.22 - průběh loketního momentu vzhledem k cyklu flexe/extenze

Na první pohled je vidět, že při větší rychlosti pohybu je maximální loketní moment 30 N.m přibližně dvakrát větší než při měření číslo 1. Hlavně ale se dostává i do záporných hodnot, nejvíce -9 N.m, což předpovídá, že v této fázi pohybu budou aktivně silově zapojeny i extenzory.



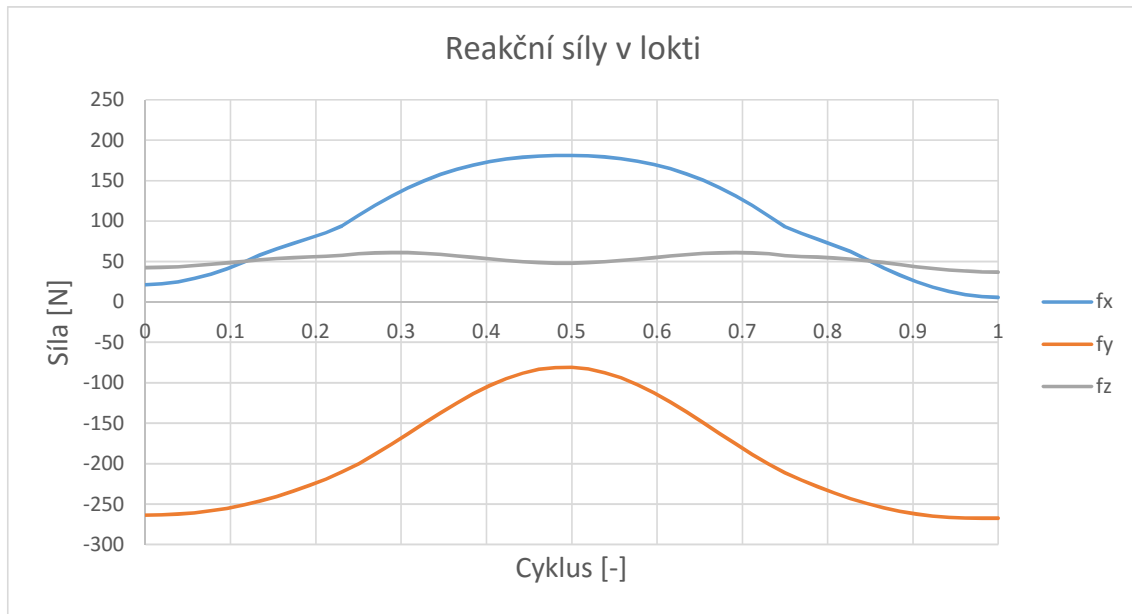
obr.23 - průběh svalových sil ve flexorech vzhledem k cyklu flexe/extenze



obr.24 - průběh svalových sil v extenzorech vzhledem k cyklu flexe/extenze

pozn. TRllat a TRImed se překrývají

Při takto velké rychlosti pohybu jsou kvůli dynamickým účinkům síly ve flexorech mnohem větší než v měření číslo 1. Nejvíce je zatížen hluboký sval pažní BRA a dlouhá hlava bicepsu BIClh, oba působí přibližně polovinou své maximální izometrické síly. Zatížení extenzorů není sice tak velké, ale je rozhodně nezanedbatelné. Zatímco v měření číslo 1 byla extenze bržděna flexory, v tomto měření aktivně působí extenzory, aby urychlily extenzi.



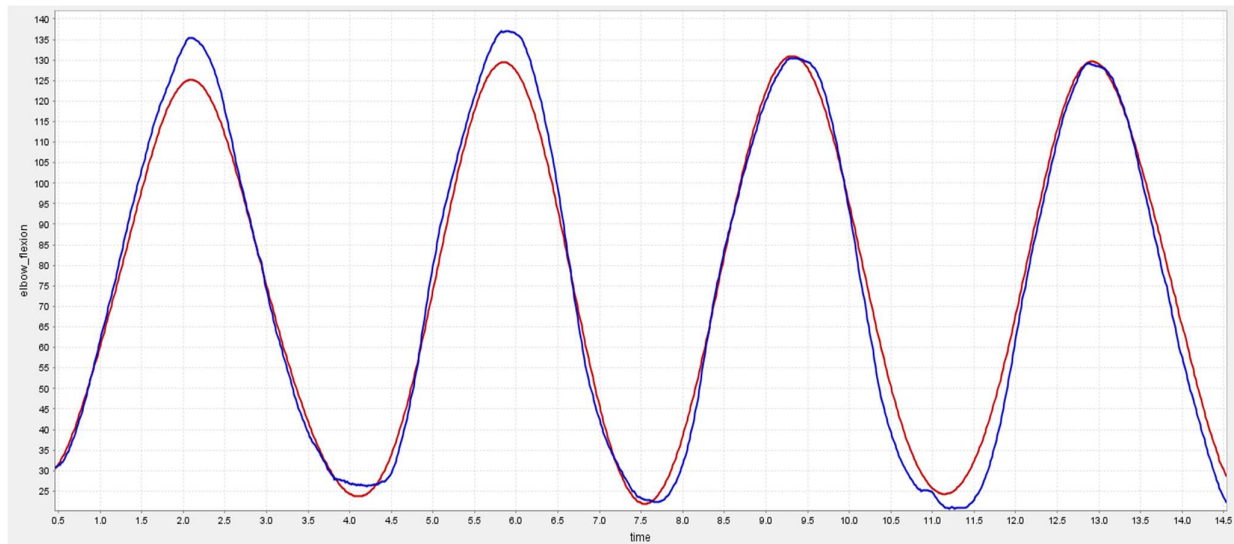
obr.25 - průběh reakčních sil v lokti vzhledem k cyklu flexe/extenze

Podle analyzační funkce v softwaru nemá rychlost pohybu příliš velký vliv na reakční síly, protože ty vycházejí velice podobně jako při měření 1.

6.3 Srovnání vybraných výsledků

Pro úplnost diskuze je vhodné ještě porovnat způsoby výpočtu a fakt, zda paže při pohybu zvedá činku nebo ne. Pro tento účel bylo vybráno opět měření číslo 1, kde se porovnává výsledek dosažený pomocí inverzní kinematiky a pomocí zjednodušení kosinovou větou. Dále jsou výsledky měření číslo 1 porovnány s výsledky měření číslo 8, při kterém ruka nezvedá činku.

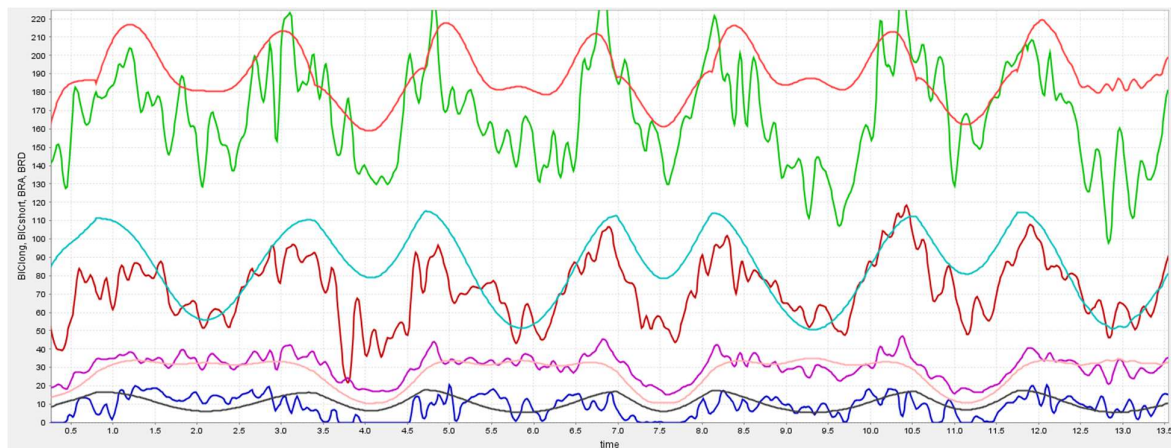
6.3.1 Inverzní kinematika a zjednodušení kosinovou větou



obr.26 - průběh úhlu loketního kloubu v čase

modře – inverzní kinematika, červeně – kosinová věta + aproximace polynomem

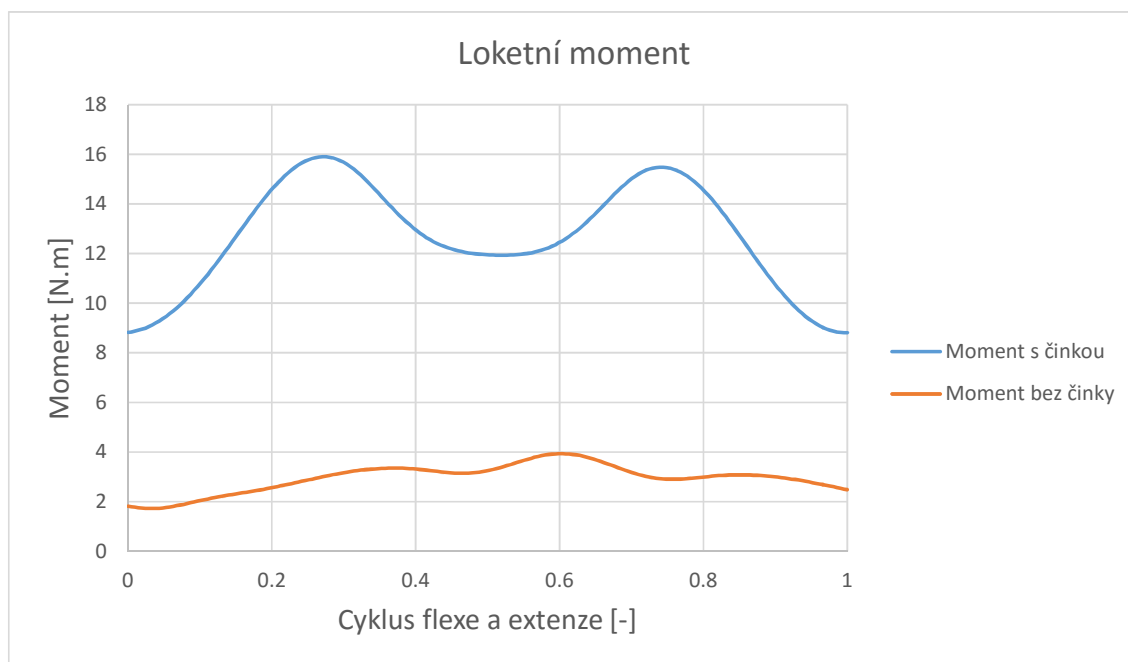
Průběh úhlu vychází téměř stejně podle obou metod. Pokud ovšem není k dispozici C3D editor, metoda inverzní kinematiky je pracnější. Problém metody inverzní kinematiky se ovšem ukazuje při statické optimalizaci. Drobné skokové změny způsobují kmitavost, což je nežádoucí – viz obr.27. Z tohoto důvodu nebyla metoda inverzní kinematiky v dalších měřeních použita. Vstupní data je potřeba aproximovat polynomem



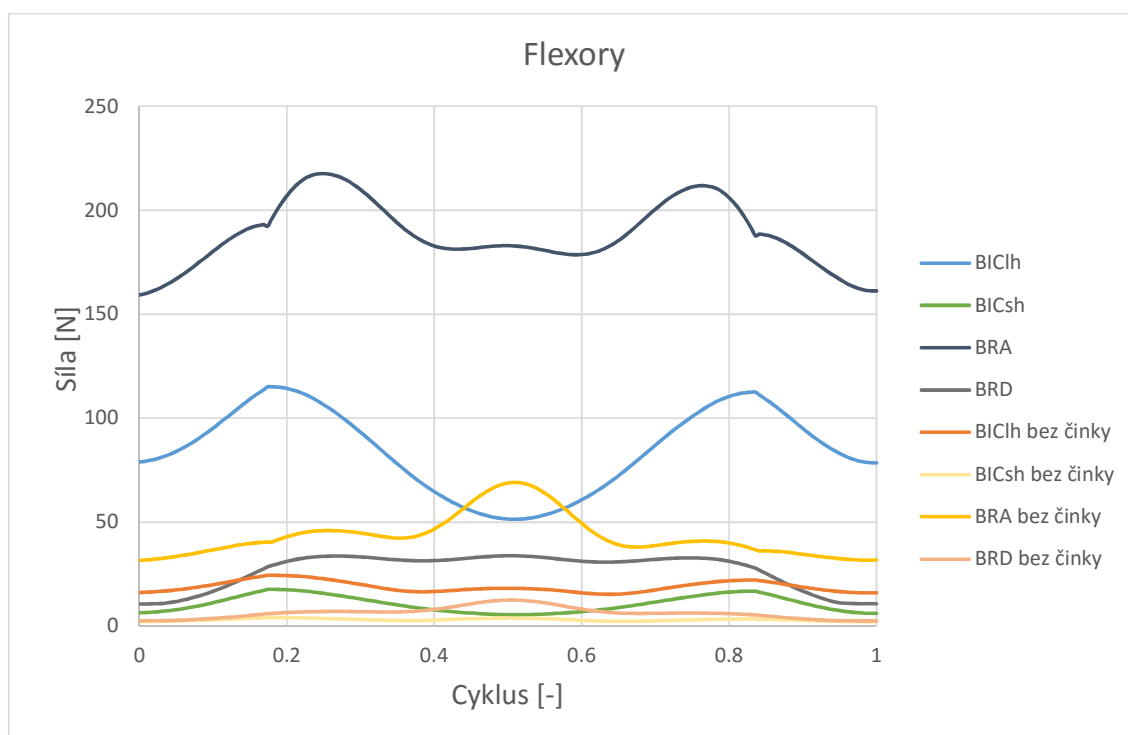
obr.27 – svalové síly ve flexorech v závislosti na čase

červená a zelená – BRA, azurová a rudá – BIClh
oranžová a fialová – BRD, černá a modrá – BICsh

6.3.2 Pohyb bez činky a s činkou



obr.28 – srovnání momentů

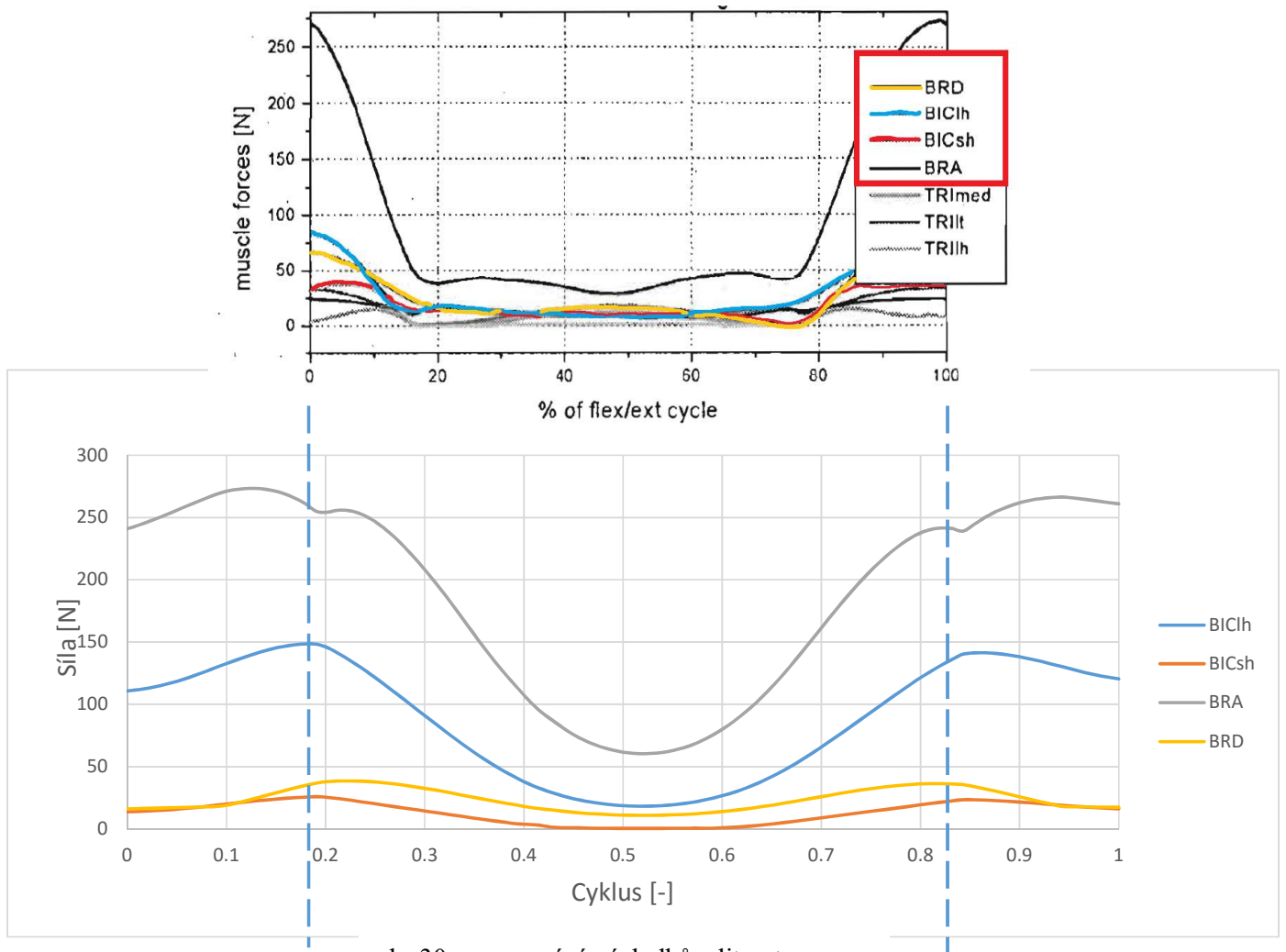


obr.29 – srovnání silového zatížení jednotlivých flexorů
tmavší barvy – s činkou, světlejší barvy – bez činky

Podle očekávání jsou loketní moment i svalové síly při pohybu bez činky mnohem menší nežli s činkou. Zajímavé je také to, že tvar křivky zůstal podobný u dlouhé BIClh a krátké hlavy bicepsu BICsh, ale znatelně se změnil pro hluboký pažní sval BRA a pro sval vřetenní BRD. To může být způsobeno změnou polohy těžiště, když ruka nedrží činku.

6.4 Porovnání výsledků s literaturou

V literatuře [15] jsou výsledky obdobného experimentu jako v této bakalářské práci, ovšem počítané za pomoci Matlabu. Přestože nejsou tyto výsledky naprosto stejné velmi se podobají. Rozdíl na začátku a na konci cyklu flexe/extenze v hodnotách svalových sil je způsoben zpomalením pohybu, když je ruka nejvíce natažena nebo nejvíce pokrčena. Toto zpomalení v [15] není, proto se tvary křivek trochu liší. Podstatné je to, že maximální hodnoty svalových sil vycházejí přibližně stejně. Jiný přístup výpočtu ale nemůže dávat v tomto případě zcela identické výsledky.



obr.30 – porovnání výsledků s literaturou

7 Závěr

Tato bakalářská práce byla zaměřena na výpočetní část při určování silového zatížení svalů horní končetiny z experimentálních kinematických dat. V úvodní teoretické kapitole byla nejprve popsána anatomie horní končetiny. Byl vysvětlen princip funkce svalového modelu a způsob, jakým je vytvořen kompletní model horní končetiny ve virtuálním prostředí OpenSim. V kapitole metodiky bylo prakticky přistoupeno k řešení výpočtu a byly aplikovány teoretické znalosti nejen o inverzní dynamice, statické optimalizaci a optimalizačních kritériích, ale také znalosti z matematiky. Ty byly zapotřebí pro aproximaci dat polynomy vysokého řádu, ale také pro pochopení a odvození finálního vztahu ve výpočtu statické optimalizace při zvoleném optimalizačním kritériu $J = \sum_{i=1}^n a_i^2$. Samotné výpočty v softwaru OpenSim proběhly bez problémů, pouze výpočet statické optimalizace trval kvůli komplexnosti virtuálního modelu horní končetiny vždy delší dobu. V diskuzi byly uvedeny příčiny, kvůli nimž vypadají výsledné průběhy momentů a svalových sil tak, jak software vypočítal. Vykreslené grafy ze všech čtrnácti měření jsou obsaženy v přílohách. V této práci byly vypočítány svalové síly pro jeden konkrétní pohyb, ale stejný postup je možné použít pro libovolné druhy pohybů. Výsledky byly porovnány s literaturou a shodují se. Tudíž je možno prohlásit, že výpočet odpovídal realitě.

8 Seznam použité literatury

[1] OpenSim User's Guide:

<http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/User's+Guide> [25.5.2016]

[2] Delp, S. L. a kol OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement

[3] nabla.cz :

<http://www.nabla.cz/obsah/biologie/kapitoly/biologie-cloveka/kostra-horni-koncetiny.php>

[12.5.2016]

[4] Čihák, R. Anatomie 1, Druhé vydání, Praha: Grada Publishing, 2001, Rozsah 513 stran, ISB 80-7169-970-5

[5] Čadová, M. Analýza namáhání svalově kosterního systému při šlapání na kole, ČVUT v Praze, 2007. Bakalářská práce

[6] Vilímek, M. Intervertebrální svalová komponenta. ČVUT v Praze

[7] Holzbaur, K. R. S. A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control, Annals of Biomedical Engineering, Vol 33, No. 6, 2005

[8] Jacobson, M.D., R. Raab, B. M. Fazeli, R. A. Abrams, M. J. Botte, and R. L. Lieber. Architectural design of the human intrinsic hand muscles, 1992

[9] Lieber, R. L., B. M. Fazeli, and M. J. Botte. Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles, 1990

[10] Lieber, R. L., M. D. Jacobson, B. M. Fazeli, R. A. Abrams, and M. J. Botte. Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer, 1992

[11] Murray, W. M., T. S. Buchanan, and S. L. Delp. The isometric functional capacity of muscles about the elbow, 2000

[12] Holzbaur, K. R. S. Upper limb muscle volumes in adult subjects, Journal of Biomechanics, Vol. 40, 2007

[13] Vilímek, M. Musculotendon forces derived by different muscle models, ČVUT v Praze, 2007

[14] Ústav počítačové a řídicí techniky VŠCHT:

<http://uprt.vscht.cz/majerova/matlab/lekce9.html> [3.6.2016]

[15] Vilímek, M. Musculotendon forces derived by different muscle models, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 9, No. 2, 2007

[16] Rexová, N. Efektivita rehabilitace horní končetiny, VUT v Brně, 2014. Bakalářská práce

[17] Tsirakos, D. Inverse Optimization, Critical Reviews in Biomechanical Engineering, 1997

9 Seznam příloh

- Příloha A – Měření číslo 1
- Příloha B – Měření číslo 2
- Příloha C – Měření číslo 3
- Příloha D – Měření číslo 4
- Příloha E – Měření číslo 5
- Příloha F – Měření číslo 6
- Příloha G – Měření číslo 7
- Příloha H – Měření číslo 8
- Příloha I – Měření číslo 9
- Příloha J – Měření číslo 10
- Příloha K – Měření číslo 11
- Příloha L – Měření číslo 12
- Příloha M – Měření číslo 13
- Příloha N – Měření číslo 14

Každá příloha obsahuje průběh loketního úhlu v čase, průběh momentu, průběh svalových sil čtyř flexorů a tří extenzorů. Průběh sil v extenzorech když ruka nedrží činku sice vypadá často nesmyslně, je ale nutné si uvědomit, že to jsou velmi malé síly. Proto je tvar grafu hodně zatížen nepřesností numerického výpočtu.